

人工股関節全置換術を受ける患者の大腿骨形態計測と応力分布力学的検証

著者	和田 大志
発行年	2016
学位授与大学	筑波大学 (University of Tsukuba)
学位授与年度	2016
報告番号	12102甲第7899号
URL	http://hdl.handle.net/2241/00145268

筑 波 大 学

博 士 （ 医 学 ） 学 位 論 文

人工股関節全置換術を受ける患者の
大腿骨形態計測と応力分布力学的検証

2 0 1 6

筑波大学大学院博士課程人間総合科学研究科

和田 大志

目次

第1章 本研究の背景	8
第1節 人工股関節全置換術とは	8
第1項 患者背景	8
第2項 手技実際	8
第2節 人工股関節全置換術を行うときの留意点	8
第1項 筋力低下	8
第2項 脱臼	9
第3項 人工関節設置不全	9
第3節 日本人特有の骨形態	10
第4節 臨床的・社会的背景	11
第5節 術後長期耐用性.....	12
第1項 応力遮へいとは.....	12
第2項 高度応力遮へいの結果.....	12
第6節 既知の研究結果と課題.....	13
第1項 大腿骨形態計測	13
第2項 大腿骨表面応力分布	15
第7節 共同研究者による先行研究.....	15
第1項 熱弾性応力画像法とは.....	16

第2項 熱弾性応力画像法を用いた模擬大腿骨応力分布評価	16
第2章 本研究の目的	18
第3章 THAを受ける患者の大腿骨形態計測.....	19
第1節 対象	19
第2節 方法	19
第1項 計測方法	19
第2項 計測項目	22
第3項 統計学的解析.....	22
第3節 結果	22
第1項 計測項目	22
第2項 前捻角による群分け（統計学的解析）	23
第4節 考察	23
第1項 5%高位での計測の有用性	23
第2項 ねじれ変化のパターン.....	24
第3項 本研究対象；THAを行う患者群	25
第4項 骨形態を考慮した THA.....	25
第5節 小括 1：大腿骨骨形態.....	26
第4章 減捻設置システムの応力解析.....	27
第1節 背景	27

第2節	目的	27
第3節	方法：実験概要	28
第1項	検証実験：実験系の検証	28
第2項	本実験：減捻設置の応力分布への影響	28
第4節	検証実験：方法	28
第1項	臨床画像成績	29
第2項	熱弾性応力画像法	30
第3項	ステム皮質骨間接触評価	32
第4項	画像の重ね合わせ	34
第5節	検証実験：結果	34
第1項	Excia ステム臨床画像成績	34
第2項	ステム設置位置（模擬大腿骨）	35
第3項	熱弾性応力画像法（図 24）	35
第4項	ステム皮質骨間接触評価（図 25）	35
第5項	画像の重ね合わせ（図 26）	36
第6節	検証実験：考察	36
第1項	応力解析：Excia ステムと Bicontact D ステムの比較	36
第2項	Excia ステム：応力解析結果と臨床画像結果の比較	37
第7節	小括 2-1 検証実験	37

第 8 節	本実験：方法	37
第 9 節	本実験：結果	38
第 1 項	ステム設置位置.....	38
第 2 項	熱弾性応力画像法（図 29、30）	38
第 3 項	ステム皮質骨間接触評価（図 31、32）	39
第 4 項	画像の重ね合わせ（図 33、34）	39
第 10 節	考察.....	40
第 1 項	初期固定性が長期安定性を生み出す	40
第 2 項	熱弾性応力画像法の長所	40
第 3 項	ステム減捻設置の応力分布への影響	41
第 11 節	小括 2：応力解析	42
第 5 章	考察.....	43
第 1 節	骨形態から考える手術手技.....	43
第 2 節	研究の限界.....	43
第 1 項	骨形態計測について	43
第 2 項	CT 閾値設定	44
第 3 項	減捻設置のシミュレーション	44
第 4 項	応力解析の誤差.....	44
第 3 節	将来の展望.....	45

第1項 大腿骨骨形態計測	45
第2項 患者個人の形態に即した模擬大腿骨	45
第3項 熱弾性応力画像法の将来性.....	46
第6章 結論.....	48
略語.....	49
図・表	50
引用論文.....	86
学会発表.....	89
原著論文.....	92
謝辞.....	93
参 考 論 文	94

第 1 章 本研究の背景

第 1 節 人工股関節全置換術とは

第 1 項 患者背景

正常な股関節は、骨・軟骨・靱帯・関節包の複合体であり、大きな可動範囲を実現する球関節である。臼蓋と大腿骨頭の軟骨面の維持が、この大きな可動範囲と複雑な荷重環境に耐えうるために必要となる。しかし、様々な疾患や外傷により股関節の軟骨が変性・破壊されると、炎症を惹起し、疼痛のため歩行困難となる。さらに進行すると、骨が破壊され、下肢が短縮し正常な力学環境が破綻する。そして可動域障害を来し、歩行障害が引き起こされ、日常動作に大きな制限がもたらされる。

第 2 項 手技実際

人工股関節全置換術 (total hip arthroplasty 以下 THA) とは、痛んだ骨軟骨を切除し、チタン合金、セラミックスなどで作られた人工物で置き換える手術であり、脚長差の補正・可動性の獲得を実現し、疼痛が軽減、歩行能力を取り戻すことが可能となる。患者の要求度、満足度とも非常に高い機能回復手術である (図 1)。

第 2 節 人工股関節全置換術を行うときの留意点

第 1 項 筋力低下

関節構造の変形が進むと、力学的支点が変化するため、筋肉からの力が骨へと十分に

伝わらない。また脚長不全となり、疼痛のみならず、この変形も跛行など異常歩容の原因となる。THA ではこれらの変形した関節を、より正常に近い力学的環境におくことが必要であり、術後に正常な関節機能を獲得することを目的としている。

第2項 脱臼

脱臼は人工関節や軟部組織の破壊を招き、一度起こせば頻回となることが多く、再手術を要することもある。脱臼の危険性のために、術後患者はしゃがみ込みなどの運動が禁止されることも多い。人工関節が非生理的な位置に設置されると、軟部組織のバランスが崩れ、関節は不安定になる。脱臼を防ぎ関節安定性を獲得するためには、人工関節の設置において、正常な関節位置への回復が必要である。

第3項 人工関節設置不全

THA の難しさは、個体差のある骨形態に、一定の形を持った人工物を設置しなければならないことにある。術後初期には、人工関節が皮質骨に陥入されて固定されるため、適合性の良い機種デザイン・適切なサイズの選択が要求される。不適切なサイズ・不適合なデザインの人工作物の設置は、骨内で不安定であり、早期のゆるみのみならず、術後の脱臼や[1] 術中術後骨折のリスクも増加させ、中長期ではゆるみが様々な骨反応を引き起こし、結果的に疼痛を惹起し、歩行不能となり、再置換術の率を上げる結果となる。

また、術後の早期回復のため、周囲筋肉などの組織は極力損傷させないように行わなければならない、従って術中に目視できる範囲は大腿骨近位部骨切り面に限られてしまい、大腿骨の全貌を把握することは困難である（図 2）。したがって、狭い視野での正確な手技が要求されるようになり、難易度が高い手術になりつつある。

このように、THA においては、個体差の大きい骨形態に対して、いかに適切なデザイン・サイズを選択するか、正確な手技で手術を施行できるかが、その長期成績を左右する。

第 3 節 日本人特有の骨形態

日本人患者の骨形態は、正常例から大きくかけ離れていることが多く、手術手技を困難とさせる。

THA を受ける患者の原因疾患としては、欧米では主に一次性変形性股関節症によるものが多い[2, 3]。この誘因としては欧米の生活様式などが考えられるが、明らかでない。軟骨が変性し、最後は関節変形を引き起こす。したがって欧米人の元々の骨形態は患者間で大きな差はなく、それに対応する人工関節の機種も、サイズさえあれば対応可能なことが多い。

しかし日本においては、原因疾患として、発育性股関節形成不全 (developmental dysplasia of the hip; DDH) による二次性変形性股関節症の占める割合が最多であり[4, 5]、個体間の骨形態に大きな違いがある。これは同じアジア諸国でも日本に特有の事情

であり、小さな骨頭、短い頸部、前方に大きくよじれた頸部（前捻）、内側髄腔カーブの急峻化、狭い髄腔径などが特徴とされ、古くから知られている[2, 3, 6, 7]（図 3）。

また、人工関節製造は欧米が主体であり、一般的には、正常な骨形態をもとに製作されたものが多く、特殊骨形態に沿ったものは一部の機種のみである。DDH など変形が強い例では、機種選択において、個々の患者の大腿骨骨形態に合わせたものを選択するために、深い知識と経験が必要である。

第 4 節 臨床的・社会的背景

THA は、日本では年間約 5 万件の手術が行われており(2013 年)、手術手技の発達と人工関節の機能改善により臨床成績が格段に向上し、手術数は年々増加傾向である。アメリカにおいては、2030 年には年間 57 万件になると予想されている[8]。

一定の術後成績が得られてきたことで年々手術が増加し、患者層も若年化しており、THA には、より長期間の耐久性と、より高い性能が求められている。近年では THA の耐久年数は約 30 年と言われるが、若年から壮年で手術を受けた場合は、再置換術をいずれ受けなければならないだろう。また、近年、平均寿命が延長し、それに伴い、より長期の耐久性を持つ THA が求められている。特に高齢者では、より早期の術後回復、若年者ではスポーツや肉体労働などの、より高いレベルの術後活動性が要求されているのが現状である。

第5節 術後長期耐用性

術後の大腿骨には、正常な荷重伝達が働くことで、骨が萎縮せずに長期耐用性が得られる。

第1項 応力遮へいとは

大腿骨側の人工関節は、ステムと呼ばれている。ステムが設置された後の大腿骨では、ステム周囲に骨形成が起こり、より強固な固定が得られる。耐久性と生体親和性の問題から、臨床使用されているステムはすべてチタン合金で作られているが、生体骨との弾性率は大きく異なる。そのため正常の大腿骨とは異なる荷重伝達が起こる。ステムの遠位で強固な固定がされると、近位部では応力伝達が起こらずに応力遮へい (stress shielding) という状態に陥り、長期には著明な骨萎縮が起こることがある[9] (図4)。

第2項 高度応力遮へいの結果

萎縮した皮質骨は弱く、患者が転倒などすれば、容易にステム周囲で骨折が起こりやすい。一度骨折すると、再手術による力学的強固な固定を得ることは非常に難しく、ステム周囲に骨形成が得られるまで患者は数か月免荷を強いられることが多い。近年の寿命延長は人工関節患者の高齢化にもつながっており、健常な高齢者でさえ、骨粗鬆症がみられる割合が高く、将来、治療が難渋する症例が増えることが容易に予想できる。そのため、大腿骨近位荷重伝達を目指した THA が望まれるのである。

第 6 節 既知の研究結果と課題

過去には、CT (computed tomography) 画像や解剖肢体を使用した詳細な骨形態計測がされている。また、人工関節から大腿骨への荷重伝達が、臨床的にも力学的にも調べられている。

第 1 項 大腿骨形態計測

1) 二次元評価（単純レントゲン画像）

単純レントゲン像を使用した二次元での大腿骨近位部の評価は以前からされてきている。Crowe らは、発育性股関節形成不全症 (DDH) にみられる脱臼の程度を、4 段階に分けて評価した[10] (図 5)。健側の骨頭を基準に、もしくは骨盤高（腸骨上縁から坐骨結節下縁までの長軸方向の長さ）の 1/5 が正常な骨頭直径とほぼ同等として、涙痕を基準 0 として、骨頭下縁（内側の骨頭頸部移行部）がどのくらい頭側へ偏位しているかを示した。本来骨頭があるべき場所からの脱臼程度を、骨頭直径の 0 から 1/2 脱臼しているものを group 1、1/2 から 3/4 脱臼を group 2、3/4 から 1 脱臼を group 3、1 以上脱臼を group 4 とした。

また、Noble らは、髓腔形状について、canal flare index (CFI)を提唱し、これが大腿骨近位骨形態の変形程度と相関したと述べている[2]。CFI 値とは、髓腔の横径について、峡部高位の横径に対する、小転子 20mm 頭側高位の横径比である (図 6)。CFI 値が小さ

い順に、髓腔形状は stovepipe、normal、champagne-fluted の3つに分類され、DDH では champagne-fluted 型が多い。

2) 三次元評価 (CT 画像)

しかし単純レントゲン写真を利用した二次元評価においては、高度関節拘縮のある患者にとって、正確な正面像の肢位をとることは不可能なことも多い。そのため撮影肢位による誤差の影響は否めなかった。その後、CT 画像や解剖肢体を使った骨形態計測により、三次元的評価が可能となり、1990 年代に多くの研究がなされた。前述のような解剖学的特徴が様々示され、それらの関連が明らかとなった。大腿骨の近位部は骨頭と頸部からなるが、冠状面では内側を向いており、やや前方にねじれている（頸部前捻）。日本人に多い DDH では、この頸部前捻が強いとされている（図 3）。これら骨形態計測は、いかにステムが近位部大腿骨髓腔内面に適合するかを見ることが、当時の主な研究目的だった。

しかし近年、より手術侵襲が少なく、近位での荷重伝達を目的に、より短く薄いステムが開発・使用されるようになり、ステム設置位置の自由度が増した。筋力改善・関節安定性などのために、より力学的に正常な股関節の再建を目指し、前捻が強い症例においては、そのねじれを減少させて（減捻）、ステムを設置することが望まれることになる（図 7）。そこで大腿骨形態の、ねじれについて着目してみると、過去にはその詳細があまり調べられていないことが分かった。

第2項 大腿骨表面応力分布

単純レントゲン像における近位部皮質骨萎縮の評価は、臨床画像評価として一般的な評価項目の一つである。これは応力遮へいと言われており、応力が分布しない場合には、皮質骨が長期には萎縮すると考えられている。応力が大腿骨近位部から遠位部に伝われば、骨萎縮は起こらず、ステム周囲の骨折などの重篤な合併症を防ぐことができる。近位応力分布が理想であり、ステムが設置された大腿骨の応力分布を調べることは、臨床画像成績を予想する一助になる。医工学分野において、解剖肢体や模擬大腿骨を使用して、様々なステム形状や力学条件下での、大腿骨表面応力分布について調べられている。これらの研究では、大腿骨表面に歪みゲージを貼り付け、応力計測を行うことが一般的な方法である（図8）。この方法では圧縮・引張り・剪断応力を正確に測定可能である。しかしこれらは点での計測であり、全体像を把握することができない欠点がある。つまり、緩やかな応力分布の変化や大まかな傾向だけであれば歪みゲージで計測可能であるが、ごく一部に応力の集中があるときには、ちょうどその部位にゲージを貼らなければ、その変化をとらえることはできない。

第7節 共同研究者による先行研究

兵藤らは、熱弾性応力画像法を用いたステムを設置した模擬大腿骨への応力分布の力学実験を行っている[11]。これは従来の歪みゲージを使用した方法と異なり、全視野で応力分布を計測可能な方法である。

第1項 熱弾性応力画像法とは

固体に断熱的に弾性変化が起こると、微小な温度変化が起こり、これを熱弾性効果と呼ぶ。物質の表面に応力が伝達されると、表面温度が変化する。この表面主応力和の変化差分($\Delta(\sigma_1+\sigma_2)$)と表面温度変化差分 ΔT は線形の関係があることが知られており（図9）、これを利用したものが熱弾性応力画像法である。

力を加えた物質を赤外線カメラで撮影し、温度変化を応力変化に変換することで、全視野で応力分布を計測することが可能である。また、非接触性に計測可能で、しかも歪みゲージ法に匹敵する解析度を有しており、近年、工学分野で注目されている計測方法でもある。

第2項 熱弾性応力画像法を用いた模擬大腿骨応力分布評価

兵藤らはステムを設置した模擬大腿骨に荷重を加えたときの、骨表面の応力分布を解析した[11]。大腿骨近位部では、正常大腿骨に比較し、内側で圧縮応力の減少、外側で引張り応力の減少が見られた。同じステムを使用した臨床例をみると、単純レントゲン像の経時的観察において、同部位（大腿骨近位部）に骨萎縮が認められた。

このときに使用されたステムに比較し、現在では、より短く、前後幅も小さく、さらに遠位部の表面加工がよりスムーズで遠位固定を避ける目的を持ったステムが使用されている[12]。この実験系では種々のステムでも同じ条件でシミュレーションが可能であ

る。

第 2 章 本研究の目的

以上の背景を踏まえ、本研究の目的は次の 2 つとした。

1. THA を受ける患者の大腿骨骨形態を調べ、大腿骨髄腔のねじれ形状を CT 画像にて解析する。
2. 髄腔ねじれ形状を考慮し、ステムを減捻させて設置した模擬大腿骨表面応力分布を明らかとする。

第3章 THA を受ける患者の大腿骨形態計測

本研究は筑波大学附属病院臨床研究倫理審査会の承認を得て行った。

第1節 対象

2012年に当院でTHAを行った患者は47例である。このうち、過去に骨切り手術を受けた例、大腿骨骨折などの外傷既往例は、これらの変形の影響を考え除外した。再置換術例、関節の変形・破壊が強い例も除外した。計測対象は、27例30関節、全例女性である。年齢は平均 59 ± 13 歳（範囲 30–81 歳）、身長は平均 151 ± 6 cm（範囲 144–168 cm）、体重は平均 54 ± 11 kg（範囲 33–77 kg）、BMI (body mass index)は平均 24 ± 5 kg/m²（範囲 15–34 kg/m²）、原疾患はDDHに伴う二次性変形性股関節症が20例（74%）、特発性大腿骨頭壊死が7例（26%）であった。ただし、骨形態が、DDHでもほぼ正常に近いものや、特発性大腿骨頭壊死でも変形があるものを含んでいた。

第2節 方法

第1項 計測方法

患者同意のもと、術前計画用に撮影されたCT画像を用い解析を行った。1mm ピッチ、1.2 mm 幅で処理された画像データを、DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) 形式で保存し、三次元モデル再構成ソフト (Mimics[®] 16.0; Materialise, Leuven, Belgium) に取り込んで解析した。Aamodt らは、解剖肢体骨を通常の手術と同

様にラスピング（掘削）し、CT 画像との比較から、皮質骨海綿骨境界の CT 閾値を 600 HU (Hounsfield unit) が適当だと述べている[13]。皮質骨と海綿骨閾値については、骨幹部（大腿骨の中央部分）はその境界が比較的鮮明であり、この報告を参考にして、600 HU と定めた。骨端部から骨幹部端部については皮質骨が薄く、特に境界は皮質骨から海綿骨にゆっくりと移行するため、一律に定めることは困難であると、過去の報告でも言われている[14]。今回は 200 HU と定義して作成し、それでもモデルとして読み込んだときにできる 1mm 以下の骨欠損部は、ソフトにより自動的に補正して行った。こうして三次元皮質骨モデルと、頸部下端から遠位骨幹部までの三次元髓腔モデルを作成した（図 10）。計測について、座標軸や計測部位は Sugano らの報告と同様に、皮質骨モデルを使い、次のように定めた（図 11）。なお、軸方向は X：内外側、Y：前後、Z：頭尾側とした。

- ・ ZX 面 ：大腿骨最後方 3 点（大転子後方、両側後顆）を通る平面
- ・ 大腿骨軸 ：小転子下レベル断面の重心と顆部断面の重心を結ぶ直線
- ・ Z 軸 ：大腿骨軸を ZX 面に投影した直線
- ・ 原点 ：小転子頂部を通る XY 面と Z 軸交点
- ・ 頸部軸 ：頸部断面において、各断面の重心に最近位の直線
- ・ 骨頭 ：骨頭表面と頸部軸が交差する頂点と、頸部軸に直交して最大になる円を含む、真球として定めた。
- ・ 大腿骨長 ：皮質骨モデルを ZX 面に投影したときの、骨頭上縁から 内側顆部遠位

端までの最大長

- ・ 髓腔峡部 : 髓腔横径 (X 軸方向) が最小となる骨幹部中央の高位
- ・ 計測断面高位

患者間で身長、大腿骨長等は異なる。対象である断面高位が、統一して比較できるように、大腿骨全長を 100% として基準にした (図 12 左)。つまり、小転子頂部を基準 0%、Z 軸方向に頭側方向を正として、小転子下 10% までは 2.5% ごとに、これより遠位は 5% ごと高位で断面を計測した。髓腔形状が判別できる範囲で、遠位は -65% まで、近位は 5% まで行った。

- ・ 断面の主軸とねじれ角

Miura らの方法[7]に準じ、各断面の髓腔を楕円と見立て、その長軸方向を主軸と定義し、主軸と ZX 面のなす角度を各断面のねじれ角として計測した (図 12 右下)。つまり、この主軸と、大腿骨両側後顆を結ぶ線 (後顆線) を、XY 平面に投影したとき、二線のなす角度がねじれ角である。同様に頸部軸と後顆線のなす角を頸部前捻角とした。便宜上、大腿骨前内側方向を主軸の正の方向とした。

- ・ 髓腔形状ねじれパターン

各断面ねじれ角の変化を詳細にとらえることで、髓腔が全体でどのようにねじれているかを求めた。つまり髓腔形状ねじれの変化パターンを明らかにした。

第2項 計測項目

大腿骨全長、各断面高位のねじれ角、頸部前捻角、峡部高位を求めた。

第3項 統計学的解析

術中に目視で程度を確認できるのは頸部前捻角である。ゆえに頸部前捻角を基準に群分けを行った。各群間のねじれ角度について、一元配置分散分析法、Turkey-Kramer 法による多重比較検定を行った。統計処理ソフト (JMP®10.0.4; SAS Institute Inc., Cary, NC, USA) を用い、有意水準は 0.05 以下とした。

第3節 結果

第1項 計測項目

大腿骨長は平均 395 ± 20 mm (範囲 360–459 mm)、峡部高位は小転子から尾側へ、平均 27 ± 3 % (範囲 19–32 %) の高位、頸部前捻角は平均 26 ± 12 度 (範囲 2–59 度) であった。すべての例において、主軸方向は、遠位部では内側を向き、近位に向かうにしたがい前方へ偏位し、骨幹部中央 (峡部) でねじれ角度が最大に、ほぼ前方 (90 度付近) となり、さらに近位では内側やや前方に偏位した (図 13)。遠位部から骨幹部中央までのねじれ、つまり最大ねじれ角度を遠位ねじれ角度、骨幹部中央から頸部までのねじれ、つまり最大ねじれ角度から頸部前捻角度を引いたものを近位ねじれ角度と定義すると、遠位ねじれ角度は平均 88 ± 8.4 度 (範囲 76–111 度)、近位ねじれ角度は平均 $62 \pm$

11.5 度（範囲 36–87 度）であり、近位の方がややばらつきが大きい傾向があった（図 14）。

第 2 項 前捻角による群分け（統計学的解析）

頸部前捻角のヒストグラム（図 15）から、四分位点を参考に、15 度以下（A 群）、16 度から 35 度（B 群）、36 度以上（C 群）に分類した。各症例は $A : B : C = 7 : 18 : 5$ 例となった。各群のねじれ角度平均をグラフに示す（図 16）。平均値はほぼ全高位において、 $A < B < C$ の順に高値、つまり頸部前捻が強い程、各高位でも前方へのねじれが強い傾向がみられた。峡部（平均- 27%高位）からすぐ近位にかけて各群の隔たりは有意に大きくなり、最近位部（+5%高位）まで有意差を認めた。各群ともねじれの変化形状は、緩徐な上方凸の形式であった。

第 4 節 考察

第 1 項 5%高位での計測の有用性

大腿骨長は平均 395 ± 20 mm（範囲 360–459 mm）であった。この 5%に相当するのは、平均 19.8 ± 1 mm（範囲 18–22 mm）である。5%で計測する場合と、20 mm 毎に計測する場合では、症例により測定高位が最大で 4mm 異なる。近位部で高位が 4 mm 異なると、髓腔形状も異なると考えられる。今回の大腿骨長 5%を用いた計測方法では、より正確に髓腔形状を測定・比較できたと思われた。

第2項 ねじれ変化のパターン

1) 過去の報告

Sugano らは、小転子下から峽部の間でのねじれが、股関節の脱臼度に関連していると報告している[3]。つまり脱臼度で分類したときに、小転子から近位においては群間でねじれ変化の差はあまりなく、ねじれは小転子下から峽部の間に由来していると述べている。しかし断面高位については計測間隔が大きく、詳細な検討がされていない。一方で、Miura らは、大腿骨近位部のみを 6mm ごとの高位で詳細に計測した[7]。頸部前捻角の大きさから対象を 3 群に分類し、頸部前捻角が大きい群では、小さな群に比較して、ねじれ角度が大きく、近位部全体にわたって認められたと述べている。また、ねじれ変化のパターンは、頸部前捻の程度によらず一定だった。しかしこの報告では、小転子下までの近位部のみの計測であり、峽部付近や遠位のねじれについての検討はされていなく、ねじれの由来高位については不明であった。

2) 本研究の結果

本研究でも同様に、頸部前捻について対象を分類すると、遠位（顆部から峽部）にかけて徐々に各群ねじれ平均値間に差が生じ、峽部から近位部のねじれ角に有意差があることが分かった。さらにねじれ角は常に小さい方から A,B,C の順であり、変化のパターンには群間に大きな違いは認められなかった。つまり頸部前捻程度で分類したとき、ねじれの差は、峽部から遠位ではあまり認められなく、峽部からそのすぐ近位において有

意に頸部前捻例でねじれ角度が高度であり、さらに小転子から近位でも高度であった。

しかし峡部から近位の髓腔形状（ねじれ角度の変化量）は頸部前捻に関わらず、ほぼ一様の形式と言えた。言い換えれば、ねじれのための検討ではあるが、軽度前捻例の髓腔モデルを峡部で前方へねじったものが、高度前捻例の髓腔モデルであった。

第3項 本研究対象；THAを行う患者群

また前述の2つの研究では、脱臼度が大きく、頸部前捻変化が大きい群と正常群との比較であり、脱臼度が大きい群に対する比較として、正常症例を他の患者群から選択抜粋している[3, 7]。変形の強い例のTHAや骨切り術を行うための対象としてはこの研究スタイルは適している。しかし、臨床でTHAを受ける患者は、Crowe group 2以下が圧倒的に多く、前述の研究スタイルでは、THA一般対象を調べる場合には不适当と思われる。これらと違い本研究では、一般のTHAを行う連続した患者を対象としており、軽度脱臼度の患者割合が大きく、より臨床に近い検討を行うことができた。脱臼は軽度であったものの、頸部前捻には多少のばらつきがみられ、高度前捻も含まれていた（表1）。

第4項 骨形態を考慮したTHA

そこで、THAについて本研究の結果を当てはめると、設置されたステム先端はおおよそ峡部より20mmほど近位の位置に存在する。ねじれについてのみの考察ではあるが、すべて頸部前捻に合わせてステムを設置すると仮定した場合には、ステムが設置される

大腿骨部分では、すべての患者間でねじれの変化パターンが同様であり、頸部前捻の程度に関わらず、同様なステムと皮質骨の接触が期待できると言える。

第5節 小括 1：大腿骨骨形態

1. 峡部から遠位においては、大腿骨髓腔ねじれと頸部前捻には、有意な関係がみられなかった。
2. 峡部からそのすぐ近位部分に、頸部前捻は由来する
3. 峡部から近位の髓腔形状（ねじれの変化パターン）は頸部前捻程度に関わらず、ほぼ同じ傾向であった

第4章 減捻設置ステムの応力解析

第1節 背景

第3章で述べたように、患者ごとの頸部前捻に合わせてステムを設置すれば、ステムと皮質骨間の接触は常に一定と思われる。一方で、高度前捻症例の手術を行なうときには、筋力改善、関節安定性の問題から、元来の正常股関節の力学環境を目指すべきであり、ステムを減捻させて設置させることも必要なときがある。そこで、頸部前捻が強い例において、減捻してステムを設置するときには、臨床成績に問題が生じないのであるか。

臨床的成績に影響する一つの因子として、大腿骨への応力分布の変化に着目した。高度前捻症例の模擬骨に、減捻してステムを設置したときの応力解析を考えたのであるが、高度前捻症例模擬骨は存在しておらず、不可能であった。そこで、ステムが設置される近位部のねじれに着目し、頸部前捻の程度は近位部髓腔形状（ねじれ変化パターン）にあまり影響しないと思われるため、正常形状模擬大腿骨を高度前捻症例と見立てた。

第2節 目的

模擬大腿骨にステムを減捻設置した試料を使用し、臨床において頸部高度前捻症例にステムを減捻設置した状態のシミュレーションを行うこととした。

第3節 方法：実験概要

実験にあたり、果たして応力結果が臨床画像成績に反映しているのか、実験系の検証（検証実験）として臨床画像結果との比較を行った。

第1項 検証実験；実験系の検証

先ず、通常に設置されたステムについて検討した。

応力分布が、臨床では骨形成にどのように影響するのか。検証の目的は、この力学実験結果を、同じ機種を使用した臨床画像成績に照らし合わせ、実験系の妥当性について検討することである。

第2項 本実験；減捻設置の応力分布への影響

本実験の目的は、検証実験の結果を踏まえて、同じ形状のステムを、前捻および減捻して設置したときの応力分布について検討することである。

第4節 検証実験：方法

検証実験では、先ず、第1項で臨床画像成績を調べた。第2項では応力分布を、第3項ではステム皮質骨間接触を評価し、第4項で両者を比較した（本実験においても第2から4項と同様に行った）。

第1項 臨床画像成績

1) 対象

筑波大学附属病院で、股関節の変形が軽度の患者には、Excia[®]ステム (B. Braun, Melsungen, Germany) やその他の機種を選択している。この Excia[®]は、ステムの近位から中間部での固定を想定して開発されており、欧米で主に使用されている。そこで Excia を用いた THA 患者 43 人 45 関節を評価した。原疾患は DDH に伴う二次性変形性関節症 が 36 関節、大腿骨頭壊死症が 7 関節、関節リウマチが 2 関節であった。大腿骨頭壊死、リウマチとも、骨形態は正常が多いと考えられる。術前 X 線像にて CFI は、平均 4.0 (範囲 2.9-6.0)、stovepipe、normal、champagne-fluted の順に 1、39、5 関節であった。つまりほとんどが正常か軽度の DDH であった。

2) 応力遮へい

さらに術後 2 年の X 線画像で周囲骨反応である応力遮へいを調べた。応力遮へいは皮質骨の骨萎縮程度により、Engh の基準[15]を用い、0 度から 4 度までに分類した。0 度は変化無し、1 度は骨切り部の曲線化のみで近位部接触部位の萎縮がないもの、2 度は小転子より近位部内側の皮質骨萎縮、3 度は小転子からすぐ遠位の骨萎縮、4 度は骨幹部まで及ぶ骨萎縮である。

3) ステム皮質骨間接触部位評価

あわせて、ステムと皮質骨が接触する部位を、後述する方法（詳細を第3項で述べる）と同様にして調べた。ただし、第3章、第2節、第1項で述べたことと同様の理由で、

術前 CT 画像のステム周囲 CT 値が 600HU 以上を接触ありと定義した[13]。

第 2 項 熱弾性応力画像法

1) 熱弾性応力画像計測

1)-1 模擬大腿骨の準備

市販されている、ガラス充填エポキシ樹脂製模擬大腿骨(Composite femur® #3103; Pacific Research Laboratories, Vashon Island, WA, USA)を用いた。これは、ヒト解剖肢体骨の力学物性及び形態をより正確に模擬しており[16, 17]、構造は皮質骨と海綿骨からなる。最初にスライス厚 1.25 mm、スライス間隔 1 mm、FOV 20 cm、解像度 512 × 512 の条件で CT 画像を撮影し(Supria® Q2J-BW1645-1; Hitachi Medical Corporation, Tokyo, Japan)、DICOM データとして保存した。このデータを、3 次元画像評価ソフトである ZedHip® (LEXI; Tokyo, Japan) [18]に読み込み、3 次元骨モデルを作成し、骨形態の解析を行った。

1)-2 力学条件

片脚立位荷重条件では、近位大腿骨軸は 9 度内転しており[19]、また、前述の ZX 面を基準とすると、模擬大腿骨の近位大腿骨軸は 6 度屈曲している (図 17)。これらの条件は過去の力学実験系と同様である[11, 20-22]。この設置角度で遠位大腿骨顆部を機械線鋸で切除し、最終的に角度を調整しながら金属ポッドにセメントを用いて固定した (図 18)。より正確な温度計測を行うために、試料全体をつや消し黒色スプレーで薄く塗布した。実験装置は、試料に繰り返し荷重を加えることが可能な加振装置 (Tensilon

UTM-10T[®]; TOYO BOLDWIN, Tokyo, Japan、及び MiniBionix858; MTS Systems

Corporation, MN, USA) を用いて、0.27Hz の正弦波の圧縮荷重 (20-1000N) を大腿骨頭に加えた。これと同時に、熱弾性効果による試料の最大差分温度(ΔT 分布)つまりは表面主応力和の変化($\Delta(\sigma_1+\sigma_2)$)を、赤外線応力画像測定装置 (Silver 450M[®]; Cedip, Beaubourg, France、及び JTG8010, JEOL, Tokyo, Japan) で可視化した (図 19)。なお、同一力学条件下で得られる応力分布($\Delta(\sigma_1+\sigma_2)$)画像は、加振装置及び測定装置の機種によらず同一である。

1)-3 熱弾性効果と主応力和変化

この ΔT と $\Delta(\sigma_1+\sigma_2)$ の関係は線形にあり (図 9)、次式に示される。ここで、 T は材料の絶対温度、 k は熱弾性係数である。

$$\Delta T = - k T \Delta(\sigma_1+\sigma_2) \cdots \cdots \cdots \text{(式 1)}$$

皮質骨材料の熱弾性係数は $k = 1.47 \times 10$ (1 / pascal, Pa) であることが明らかとなり [11]、式 1 にあてはめると、+1 K 温度変化あたり約 -230 MPa の応力変化を示すことになる。測定装置の温度分解能が約 1mK であることから、熱弾性応力測定を行うに十分な精度と思われる。

直接測定された値のみでは誤差が大きいため、試料に繰り返し荷重を負荷し、計測値を加算平均して求めた。具体的には 300-600 サイクルで温度変化が平衡状態となり、分析可能となった。この熱弾性応力分布像を 4 方向 (正面、外側、内側、後方から) で撮影した。

2) ステム設置

さらに、通常の手術手技と同様に、THA ステムを模擬大腿骨に設置した。使用した THA ステムは Excia[®]（サイズ#12; B. Braun, Melsungen, Germany）を 2 本（Excia 1、Excia 2）と、その比較としてより長く、遠位固定が予想される THA ステム Bicontact D[®]（サイズ#12; B. Braun, Melsungen, Germany）1 本である（図 20）。

大腿骨頸部にて予定位置で骨鋸を用い切断し、髓腔内を削り（ラスプ）、CT 画像を撮影、その後ステムを設置して、再び CT 画像を撮影した。つまり画像データは、処置前、ラスプ後、設置後の 3 回分得られた。

ステム先端に臨床でも用いられているセラミックヘッド（BIOLOX[®] forte、径 32mm、Neck 長 M; CeramTec, Plochingen, Deutschland）を設置し、ヘッドに対して前述と同様の方法で荷重を負荷し、応力分布画像を撮影した。

第 3 項 ステム皮質骨間接触評価

1) ステム周囲 CT 値の三次元画像化

設置されたステムと模擬皮質骨間の接触部位を、CT 画像を用いて調べた。CT 画像上に設置されたステム CAD (computer aided design) データ（ステム仮想モデル）の周囲 CT 値(HU) を、三次元的にカラーマップで可視化する機能が ZedHip にあり、これを利用した。つまり、ステム周囲の CT 値が皮質骨の CT 値を示していれば、ステムと皮質骨が接触していると考えられる。まず、ステム設置後 CT 画像上において、ステム CAD

データを、設置されたステムに合わせた。このまま、ステム CAD データ周囲の CT 値を計測しようとする、金属で放射線がさえぎられるため、ステム周囲 CT 値の正確な値が算出されない。これはハレーションと言われ、このためにステム周囲の皮質骨が評価不能である。そこで、ステム挿入後と同じ設置位置で、ステム設置前（ラスポ後）に撮影された CT 画像上においてステム CAD データを設置し、このステム周囲 CT 値を評価して、皮質骨と接触している部位をカラーマップで三次元的に描出した（図 21）。

2) CT 閾値設定

閾値は直線プロファイル機能を使用し定めた。一般に CT 画像の閾値は、隣り合う物質の CT 値の平均とされている[14, 23]。前述したように、臨床例の CT では閾値設定が困難であるが[14]、模擬骨は構造が比較的均一であることや、ステムと接触する部位は皮質骨が厚いため、隣接 CT 値の平均で行うこととした。頸部骨切り線外側・大転子の皮質骨は薄く、CT 値が真の値より小さく出ている可能性がある。しかしこの部位は頸部骨切りの際に切除するので、ステムと接触しないため、今回は除外して考えた。したがって、小転子近位 20mm、10mm、小転子頂部、小転子遠位 20mm、40 mm、60 mm、峡部のレベルの水平断面上、各々2方向において、CT 値のプロファイルから、皮質骨、空気、海綿骨の CT 値を求めた。結果は、各平均値が、皮質骨は約 800 HU、空間（空気）が約-1000 HU、海綿骨が約-720 HU であった。これより次のように設定した（図 22）。皮質骨・海綿骨境界は 40 HU（黄色）、皮質骨・空間境界は-100 HU（赤）、海綿骨・空間境界は-860 HU（緑）とし、ステム周囲 CT 値を三次元画像化し

た。つまり、黄色および赤は皮質骨とステムが、緑は海綿骨とステムが接触していると考えられた。

第4項 画像の重ね合わせ

熱弾性応力画像とステム皮質骨間接触画像を、スケールと位置を調整して重ね合わせ、評価した。

第5節 検証実験：結果

第1項 Excia ステム臨床画像成績

1) 応力遮へい

応力遮へいは、近位部内側に見られなかった1度が12関節(27%)、近位部内側に見られた2度が32関節(71%)、小転子遠位までに萎縮が見られた3度が1関節(2%)であった。

2) ステム皮質骨間接触評価

ステム周囲を、Gruen の分類[24]を元に近位内側、中間位内外側、遠位内外側に分け、各々前後にさらに分けて、合計10個の領域として評価した(図23)。近位内側と中間位内側で比較的高率に接触が見られ、中間位外側前方では全症例で接触が見られた。遠位も比較的高率に接触が見られた。

第2項 ステム設置位置（模擬大腿骨）

ステム設置後の CT 画像から、設置位置を計測した（表 2）。元々の大腿骨頸部前捻角を、第 3 章で述べた方法で計測すると、11.5 度と軽度前捻の症例と言え、Excia ステムは比較的形状通り設置できたと言える。Bicontact D ステムではやや前捻が強かった。

第3項 熱弾性応力画像法（図 24）

表面温度上昇（暖色）は内側では圧縮応力を、外側では引張り応力を示している。応力は小転子から近位にはほとんど見られなかった。Excia ステムにおいては、内側の圧縮応力と、外側の引張り応力が、中間位から遠位にかけて次第に減少していた。それに対し、Bicontact D ステムでは、上記に加え、さらに中間・遠位において応力の集中が見られた。

第4項 ステム皮質骨間接触評価（図 25）

Excia ステムでは、中間位、遠位内側で接触が見られ、特に中間位外側前方が強く接触していた。Bicontact D ステムにおいては、中間位と遠位内外側が接触していた。どちらのステムについても、遠位での強い接触を認めた（黒矢印）。

第5項 画像の重ね合わせ（図 26）

ステム・皮質骨間接触部位と皮質骨表面応力分布を比較した。両ステムとも、接触している部位のすぐ遠位に応力が分布していた（破線で示された部分）。ただし、Excia ステム遠位部のみについては、接触部位の遠位に応力分布集中が見られなかった（実線で示された部分）。

第6節 検証実験：考察

第1項 応力解析：Excia ステムと Bicontact D ステムの比較

両ステムとも、ステムと皮質骨が接触している部分から、やや遠位に応力分布が見られ、遠位に向かって次第に減少していた。荷重がステムから接触部位を通り、大腿骨表面に伝わる結果と思われる。

Bicontact D ステムは、接触部位評価では中間位から遠位の固定が予想され、応力分布もそれにしたがって遠位にも集中した。しかし Excia については、接触部位評価から遠位での固定も予想されたが、遠位の応力集中はみられなかった。この違いは遠位部分の表面加工の違いによると思われる。Bicontact D ステムは遠位部分の断面が長方形をしており、角が皮質骨にめり込むようにして比較的強固な固定になりうる。それに対し Excia ステムは遠位断面が楕円で、表面にはスムーズな加工が施されているため、接触していても強固な固定が避けられるからと思われた（図 20）。

第2項 Excia システム：応力解析結果と臨床画像結果の比較（図 27）

模擬骨同様、Excia システムの臨床画像成績においても、接触は遠位でも見られた。すると遠位で応力伝達が起こり、近位や中間位で応力遮へいが起こると考えられる。しかし応力遮へいは多くは Engh の基準で 2 度であり、つまり小転子近位までに止まっていたことになる。この結果は、応力解析でも最近位部の骨表面には応力伝達が見られず、ステム中間位優位に応力分布が見られたことと合致する。

第7節 小括 2-1 検証実験

熱弾性応力画像法を用いた骨表面応力分布の解析実験は、ステム皮質骨間接触およびステム形状を反映したものであった。この結果は臨床画像成績における応力遮へいとも関連していた。

以上より、本実験系は臨床成績を予想し得る方法と言えた。

第8節 本実験：方法

検証実験と同じ方法（第2節の第2項から4項に記載）で行った。ただし、ステム設置位置の結果を見ると（第3節の第2項、表2）、通常の手術方法で行うと、目的の設置位置にならない可能性があった。そこで今回は、ステム設置前に、あらかじめ術前計画ソフト ZedHip にて設置条件（ステムサイズ・位置）を定めて、これを参考にしながら設置した（図 28）。このソフトは、人工関節の CAD データを、設置前 CT 画像上にお

いて設置することが可能で、術前計画ソフトとして臨床使用されている[18]。

Excia®2 本はサイズ#10、前捻角 43.0 度、外反 4.4 度、屈曲 4 度で予定（前捻 1、2）、その他 2 本はサイズ#8、前捻角- 2.4 度、内反 0.4 度、伸展 1.3 度で予定した（減捻 1、2）。

第 9 節 本実験：結果

第 1 項 ステム設置位置

ステム設置後の CT 画像から、設置位置を計測した（表 2）。減捻した場合、内反、伸展で入る傾向がある。前捻 1 はやや前捻角が小さかったが、およそ予定通りだった。

第 2 項 熱弾性応力画像法（図 29、30）

1) 前捻・減捻の共通点

表面温度上昇（暖色）は圧縮応力を、減少（寒色）は引張り応力を示している。近位部辺縁で極端な温度上昇・低下が見てとれるのは、荷重サイクルにおいて、偏位（模擬大腿骨の可塑性変形）が大きいため、測定誤差が生じる（edge effect）ためである

（*）。前捻、減捻とも応力は小転子から近位にはほとんど見られなかった。内側において圧縮応力（白矢印）が、外側において引張り応力（黒矢印、黒矢頭）が、小転子から遠位にかけて次第に減少していた。

2) 前捻・減捻の相違点

引張り応力は峡部やや近位で集中がみられ、減捻の方がやや集中が強く、やや遠位で

あった（黒矢頭）。前捻で入った場合、とくに前捻 2 では、内側はステム前捻に合うように前方にやや優位であった。

第 3 項 ステム皮質骨間接触評価（図 31、32）

1) 前捻設置

ステムの近位内側、中間位外側で接触し、遠位内側で軽度接触していた。近位外側では全体的に海綿骨に接触していた（黒矢印）。

2) 減捻設置

近位内側、遠位外側で接触していた。しかし、近位外側の海綿骨接触は認められなかった（黒矢頭）。

第 4 項 画像の重ね合わせ（図 33、34）

1) 前捻・減捻の共通点

前捻、減捻とも、内側については、接触が見られる部位から遠位にかけて、圧縮応力分布が広範囲に見られた（白矢印）。外側については、ステム遠位外側で緩やかに引張り応力の分布が見られた（黒矢印、黒矢頭）。

2) 前捻・減捻の相違点

外側の引張り応力が、前捻では、ステム遠位外側にやや強い程度であったが（黒矢印）、減捻では、ステム先端よりもやや遠位に、強く集中して見られた（黒矢頭）。

第10節 考察

第1項 近位部初期固定性が長期安定性を生み出す

術後初期に、ステムが大腿骨近位部で固定されることが、長期成績向上につながるとされている[15]。THA 術直後におけるステムは、皮質骨と物理的に固定されて安定する。長期には、生体親和性を持つチタン合金の周囲に患者自身の骨形成がみられ、より安定化する。この骨形成を促すためには、皮質骨とステムとの間の微細な動き(micro motion)が制限以下でなければならないと言われている[25]。つまり確固な初期固定性が得られるならば骨形成を獲得することができ、将来もゆるまない、痛みが生じない股関節が期待できる。この、ステム近位部における初期固定性が得られていれば、術後初期には大腿骨近位部へ応力伝達が起こることであり、それを確かめたのが今回の研究内容である。

第2項 熱弾性応力画像法の長所

大腿骨の応力分布を調べた研究はいくつもあるが、それらは歪みゲージを使用した点での計測であり、全視野的に応力分布を見た研究は少ない。後者の例として光弾性法[26, 27]、画像相関法[28]などある。光弾性は、外力を加えた光弾性体に直線偏光を当てて偏光器で観察すると、歪の大小によって干渉縞となって現れることを利用している。画像

相関法は表面にドット処理を施し、この変化の度合いをコンピュータで計算して応力分布をみている。しかしこれらは大まかな応力変化までしか識別できなく、値の増減が不正確である。それに対し熱弾性応力画像法は、表面主応力和を見ており、応力変化をまんべんなく識別でき、大腿骨程度の大きさのものであれば、その精度は十分である。今回、減捻例で一部のみ引張り応力の集中をみたが、唯一この方法だからこそ描出可能であったと言え、大きな利点であったとも言える。

第3項 ステム減捻設置の応力分布への影響

大腿骨表面の応力分布は、ステムの減捻、前捻に関係なく、近位には分布が見られなかった。これは、実際の臨床でも最近位部の応力遮へいが見られやすいことと合致する。今回はステムの設置位置に関係なく、特に内側には、中間位（小転子レベル）から遠位にかけて、おおむね近位優位の応力分布が見られた。今回の結果から言えることは、臨床においてもステム周囲の広範囲な応力遮断が見られずに良好な成績が期待できることである。Minらはステムの内外反が臨床的、画像成績に関係なかったと述べており[29]、今回の結果もそれを支持するだろう。しかし、減捻の場合、CT画像評価からは、中間位外側で接触せずに、ステム先端が強く接触していると思われた。そのため、遠位外側の引張り応力が大きくなり、一部に応力集中が見られたのかもしれない。

内側の圧縮応力は最大で 11.5 MPa (0.05 度) 程、外側の引張り応力は最大で 9.2 MPa (0.04 度) 程であり、応力変化は内側の方が広範囲に見られた。内側での近位荷重伝達が

達成されることが予測されるが、外側の影響も無視できず、どの程度臨床成績に影響するか不明である。今回のような極端な前捻、後捻でのステム設置は避けたほうが良いと思われる。

応力伝達にはステムと骨の物質特性の違いや接触部位のみならず、接触部位の表面加工形状の影響も考慮すべきである。Excia ステム遠位部ではスムーズな金属表面加工がされているため、応力集中はわずかであったと思われる。

第 11 節 小括 2：応力解析

1. 大腿骨に減捻してステムを設置しても、大腿骨応力分布への影響は少なく、応力遮断が生じることは少ないと考えられる。
2. ステムが減捻・内反・伸展位で設置されると、外側の引張り応力の分布がやや遠位に集中する傾向がある。

第5章 考察

第1節 骨形態から考える手術手技

今回の研究対象は、THA を受ける一般的な患者群であったが、高度前捻例も含まれていた。臨床では、高度頸部前捻患者の手術において、減捻してステムを設置することがあるが、大腿骨応力分布への影響は少なく、応力遮断が生じることは少ないと考えられる。しかし減捻・内反・伸展で設置されて、外側の引張り応力の分布がやや遠位に集中する傾向があることを留意し、極端な減捻設置は避けなければならないと思われる。つまり、その場合には、ステムの前捻のみ変更可能な機種を選択するなど、手術計画を立てる場合に、本研究結果を生かすことができると思われる。

第2節 研究の限界

本研究の限界として、次のことがあげられる。

第1項 骨形態計測について

Noble らは、年齢、性差による骨形態を調べ、年齢が高い女性で遠位髓腔が大きくなることを明らかとした[30]。今回は対象が全例女性であり、30 関節での検討であったが、それでも頸部前捻の違いによる髓腔ねじれ角度に、統計学的有意な結果が得られた。また、DDH が女性に多いことを考えるとより臨床に即していると言えるが、今後は男性患

者での検討も必要である。

第2項 CT 閾値設定

CT 計測については閾値の設定について基礎的な研究が多くあるが、設定は難しく[14, 23]、今回は過去に報告された方法に準じて行った。臨床では患者体格などにより、CT 撮影条件も自動調整される。骨形態計測への CT 値閾値の影響は少ないと予想できるが、今後、個々の症例の CT 閾値設定について、骨ファントムを用いての患者間比較解析が必要であろう。

第3項 減捻設置のシミュレーション

応力解析について、本来なら、高度前捻症例の模擬骨を使用すべきであったと思われる。また、この模擬骨は健常な欧米成人男性から作成したものであり、骨粗鬆症患者も多く含まれる日本の THA 患者層とは大きく異なることも留意すべきである。今回の研究は、他の要素・条件を統一し、純粹に減捻設置の影響のみを分析した結果と言える。

第4項 応力解析の誤差

応力計測画像において大腿骨辺縁に edge effect、つまり計測誤差が見られ、これは避けられない誤差である。今回は特に強く出た試料が見られ、荷重を加えたときのオフセットが影響していると考えられる。つまり荷重軸に垂直な XY 平面上のオフセットを考慮

して、ステム設置を考慮しなければならない。それでも 4 方向で撮影することで、ごく一部の応力集中も見逃すことなく計測できた。

第 3 節 将来の展望

第 1 項 大腿骨骨形態計測

DDH に伴う頸部前捻例が欧米人に少なく、日本人に多いこと[2-7]は知られているが、その他人種間差の骨形態計測も分析されている。特記すべきは中国[31]、韓国[32]、タイ[33]、パキスタン[34]などのアジア系や、アメリカインディアン[35]でも DDH が日本ほど多くないことである。今回は臨床データを利用したため THA を行う患者群であったが、大腿骨頭壊死症などの正常と思われる大腿骨形態患者の分析も可能である。情報処理能力進歩に伴い多量のデータ解析が可能となり[36-38]、より詳細な解析が見込まれている。現代人の骨形態計測は、過去のデータとの比較も可能である。したがって、今後も大腿骨骨形態計測は必要と考えられる。

第 2 項 患者個人の形態に即した模擬大腿骨

今回は正常形態の模擬骨を使用した。DDH を基礎として壮年期に変形性股関節症に至る患者と、高齢者で骨粗鬆症が強いため変形性股関節症に至る患者では、その背景が異なる。つまり骨形態的にも原因が異なると思われる。現状では高齢化、骨粗鬆症患者

増加が見込まれており、骨粗鬆症骨への力学分析が急務である。近年では、3次元プリンターの開発がすすみ、立体造形物の製作がより身近になってきている。より患者個人にそった模擬骨の製作が必要だろう。今後は、様々な形状、力学物性を調整した模擬骨を作成することが求められている。

第3項 熱弾性応力画像法の将来性

1) 他の実験系での利用

今回は模擬骨を使用して行ったが、解剖肢体を使用して行うことも可能である。皮質骨海綿骨境界での骨構造の緩やかな移行状況は、今回使用した模擬骨では再現できない。また、解剖肢体骨のみでは、まだ本来の患者（生体骨）の応力伝達を完全に模擬できないと言える。しかし模擬骨でなく解剖肢体を使うことでより生体骨に近いシミュレーションが可能と考えられる。

2) 本研究実験系の活用方法

今回、熱弾性応力画像法では従来では不可能であった局所的な応力変化もとらえることができた。また、CT画像を用いたステム皮質骨接触評価は今までに試みられていない新しい方法である。この二つの方法を同時に用いることで、応力伝達の詳細を三次元で評価できたことは、特記すべきことである。さらに、今回は片脚立位のシミュレーションのみであったが、他の日常動作、例えばしゃがみ込みや階段昇降を模した実験系[39]も作成可能である。試料間のばらつきが少ない模擬骨を用いることは、荷重負荷条

件およびシステムデザインの異なりによる力学的変化のみを純粹に抽出、比較することが容易である。

人工関節の進歩は著しく、新たに開発された人工関節の安全性、耐久性などを明らかにすることは、患者に医療を提供する者として果たすべき義務である。つまり本法は、人工関節における理論的解析の実験的バリデーション（検証）技術として今後期待される方法である。

第 6 章 結論

人工股関節全置換術を受ける日本人大腿骨に特徴的な、頸部前捻症例において、大腿骨髓腔ねじれは峡部のすぐ近位部分に由来し、近位部ねじれ形状の個体差は少ないことが明らかとなった。力学実験による応力解析から、既存の人工関節を減捻設置するときにも理想的な応力分布が得られると期待できる。

略語

BMI; body mass index

CAD; computer aided design

CFI; canal flare index

CT; computed tomography

DDH; developmental dysplasia of the hip; 發育性股關節形成不全

DICOM; Digital Imaging and Communications in Medicine

HU; Hounsfield unit

THA; total hip arthroplasty; 人工股關節全置換術

図・表

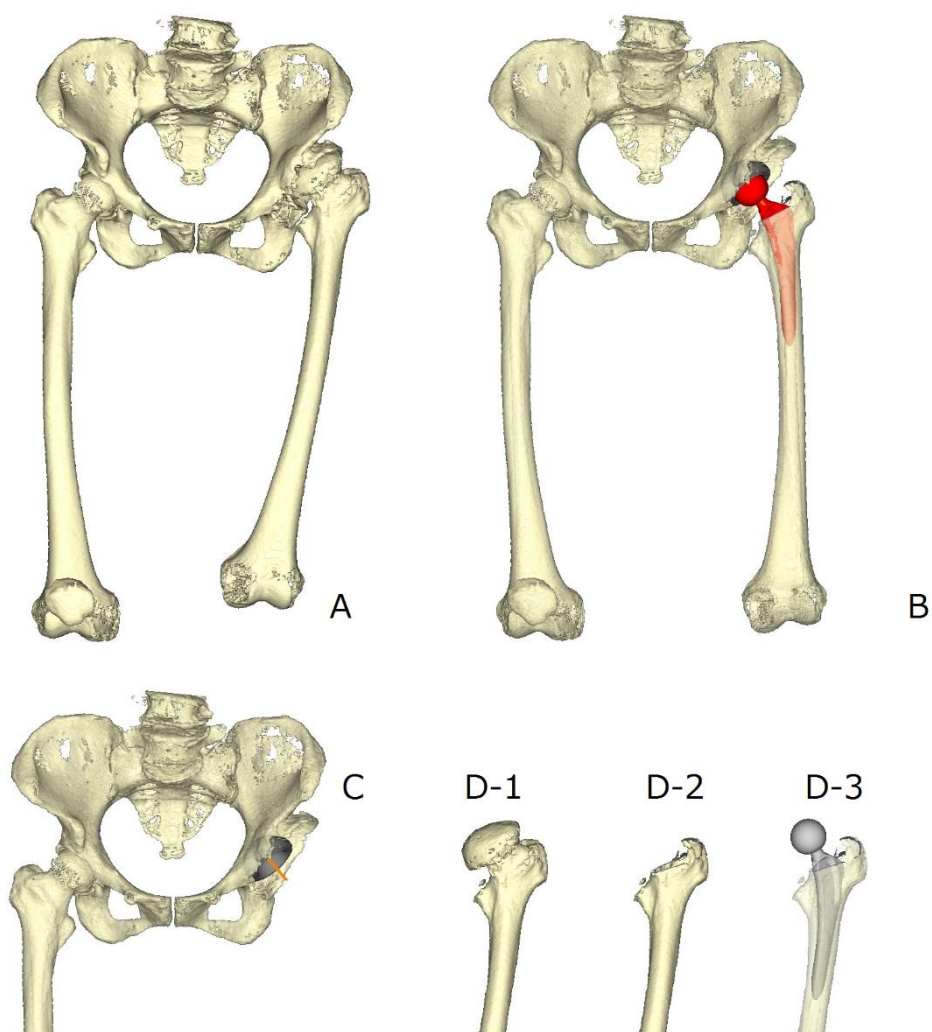


図 1：人工股関節全置換術の概略図

A；術前骨盤と大腿骨

B；術後。脚長などが補正されている。

C；人工関節設置後（骨盤側）。

D；大腿骨（D-1）骨頭を切除、髓腔掘削し（D-2）ステムを設置（D-3）。

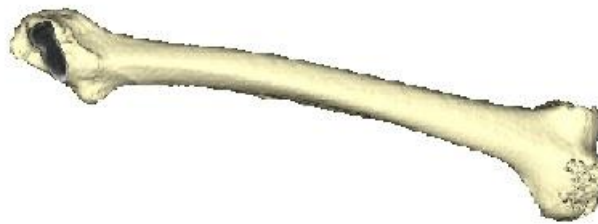


図 2：術中のステム挿入時（上段）と大腿骨模式図（下段）

術野からは、大腿骨が近位部のごく一部しか見えず、全体の回旋を把握することは困難である。

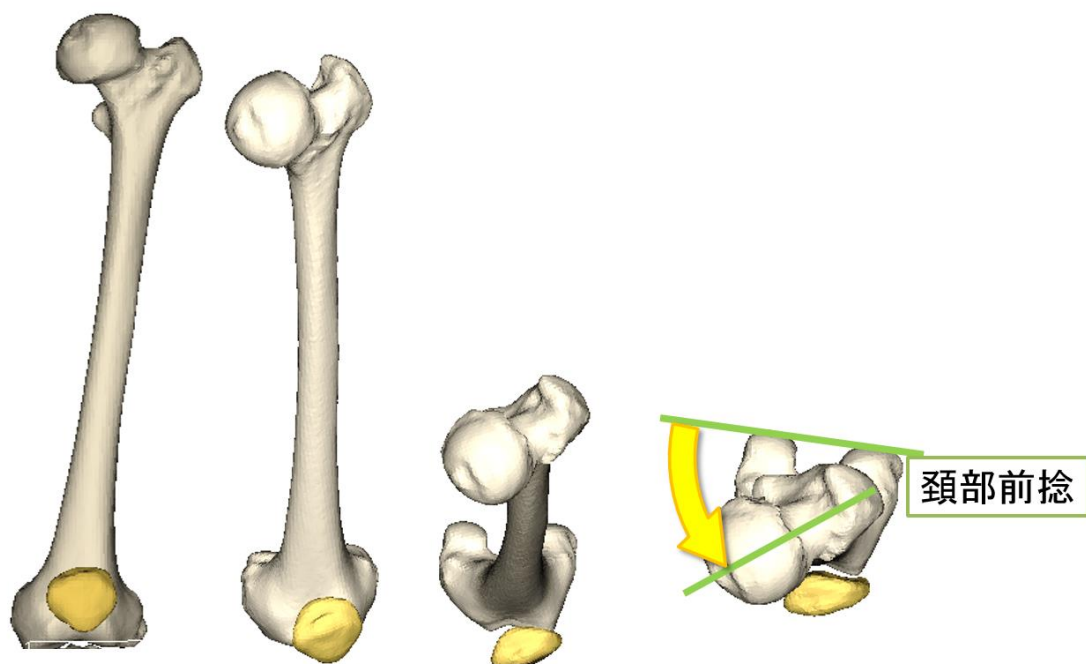
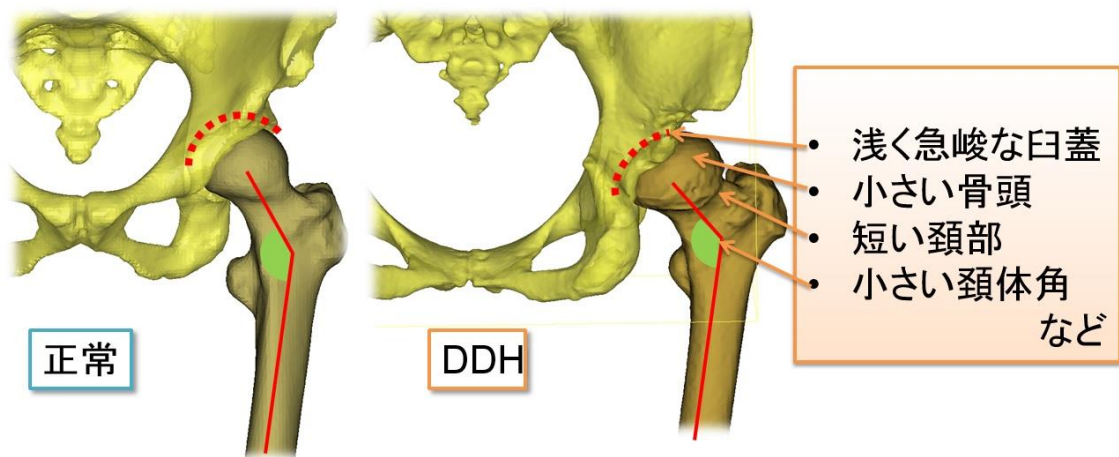


図 3：發育性股関節形成不全(DDH)の特徴

上段；模式図正面像；正常（左）と DDH（右）

下段；左端の図は左大腿骨を前方から見た図で、徐々に前方に倒し、右端の図は頭側から見ている。頸部および骨頭が、大腿骨遠位に対して前内側方向へねじれている（頸部前捻） ことがわかる。

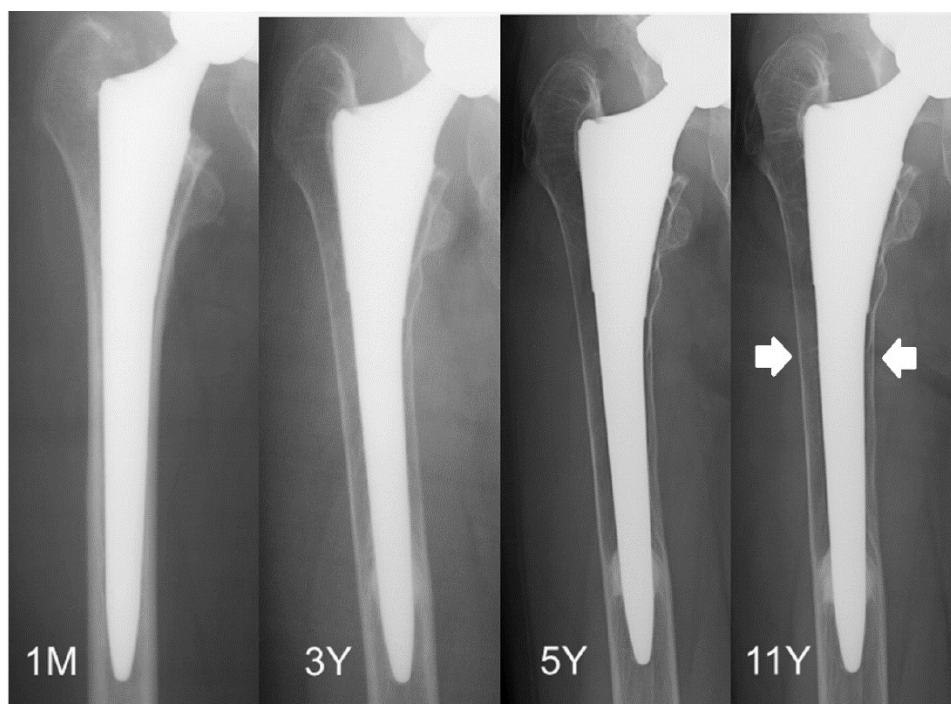


図4：ステム周囲骨萎縮例（文献[9]より引用）

左から術後1カ月(1M)、3年(3Y)、5年(5Y)、11年(11Y)の右大腿骨正面レントゲン像。

術直後は分厚い皮質骨が、特に近位部(白矢印)で経時的に菲薄化している。

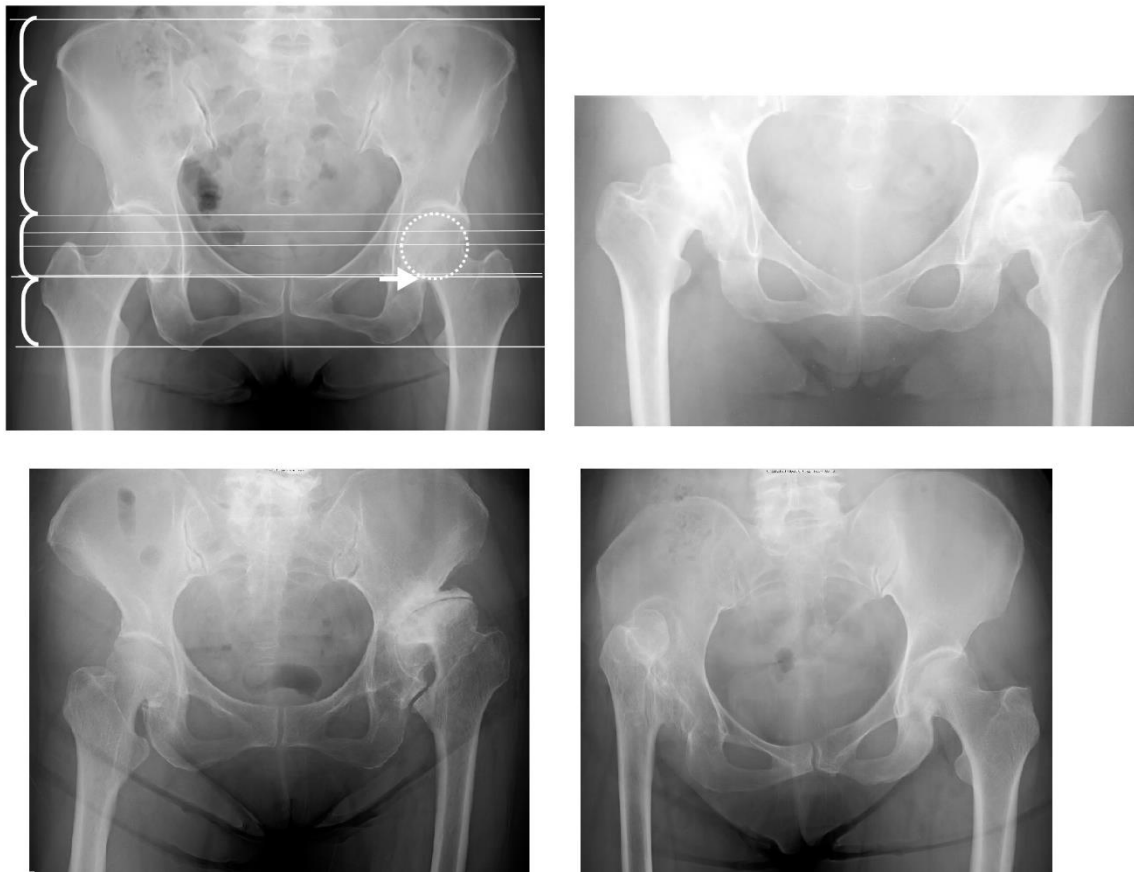


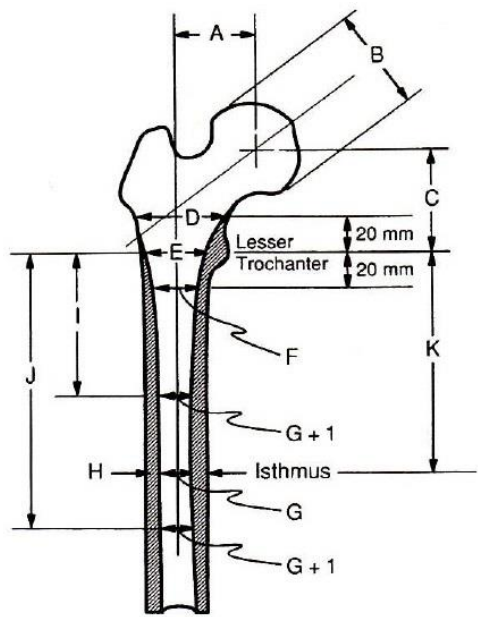
図 5 : Crowe 分類[10]

左上；涙痕線（二重線）を基準とし、骨頭（破線）がどれだけ頭側に転位しているかにより、脱臼度を分類する。内側の骨頭頸部移行部（白矢印）を目安にする。健側が変形あるときは、骨盤高の $1/5$ が骨頭直径であることから計算する。

右上：脱臼例；右股が group 2、左股が group 1

左下；脱臼例；右股が group 1、左股が group 3

右下；脱臼例；右股が group 4、左股が group 1



$$CFI = \frac{D}{G}$$



図 6 : CFI : canal flare index 上段図 : 文献[2]から引用

CFI=小転子頂部から 20 mm 近位髓腔横径／峡部 (Isthmus) 髓腔横径

下段図 : 左から stovepipe、normal、champagne-fluted 型のレントゲン写真を示す。右に行くに従い CFI が高値となる。髓腔輪郭を黒線で示す。

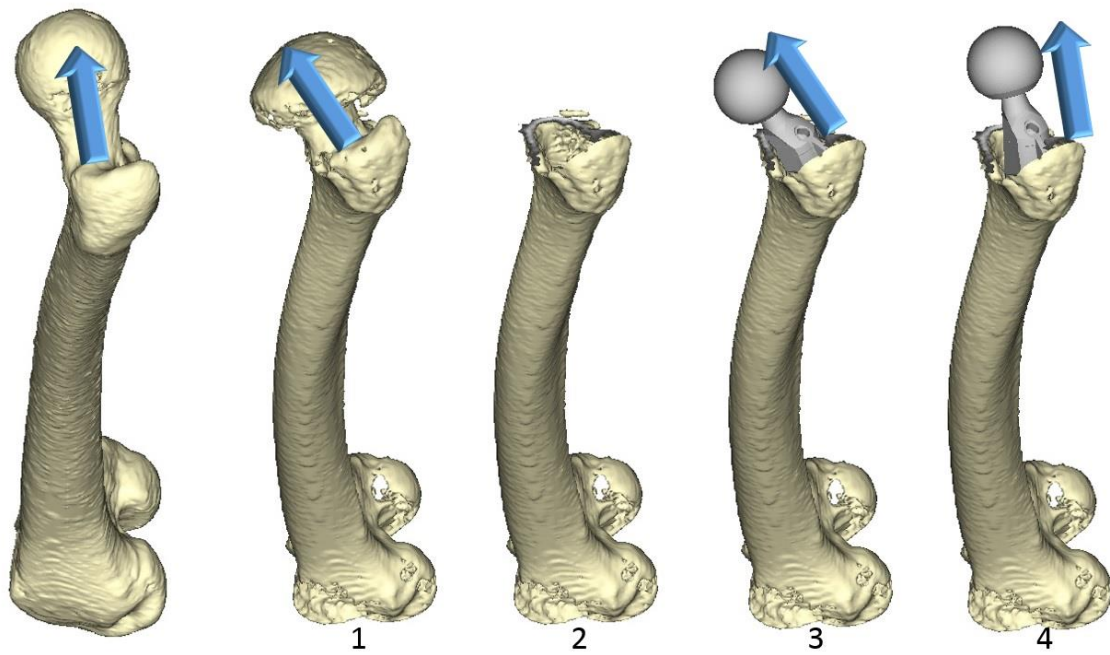


図 7：ステム設置の回旋方向

頭側外側の斜めから見た左大腿骨図

左；正常例；頸部軸は内側やや前方を向いている。

右；頸部前捻例；頸部軸はさらに前方を向き(1)、頸部骨切り後(2)、ステムをそのまま設置すると過度に前方を向く(3)ので、減捻で設置を目指す(4)。

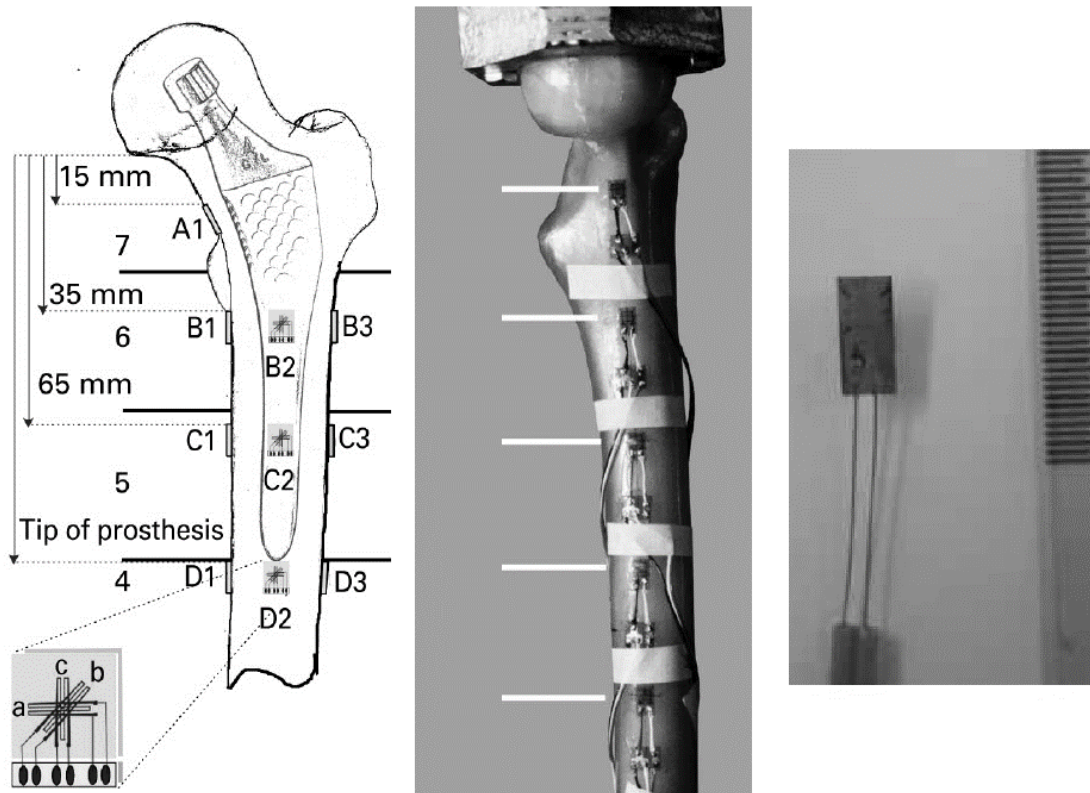


図 8 : 歪みゲージを使った力学試験

Ostbyhaug らの実験（左図）[40]および Heiner らの実験（中央図）[17]から引用。所定の部位に歪みゲージ（右図）を貼り付けて計測する。点の計測であり、計測点以外については分析不能な弱点がある。

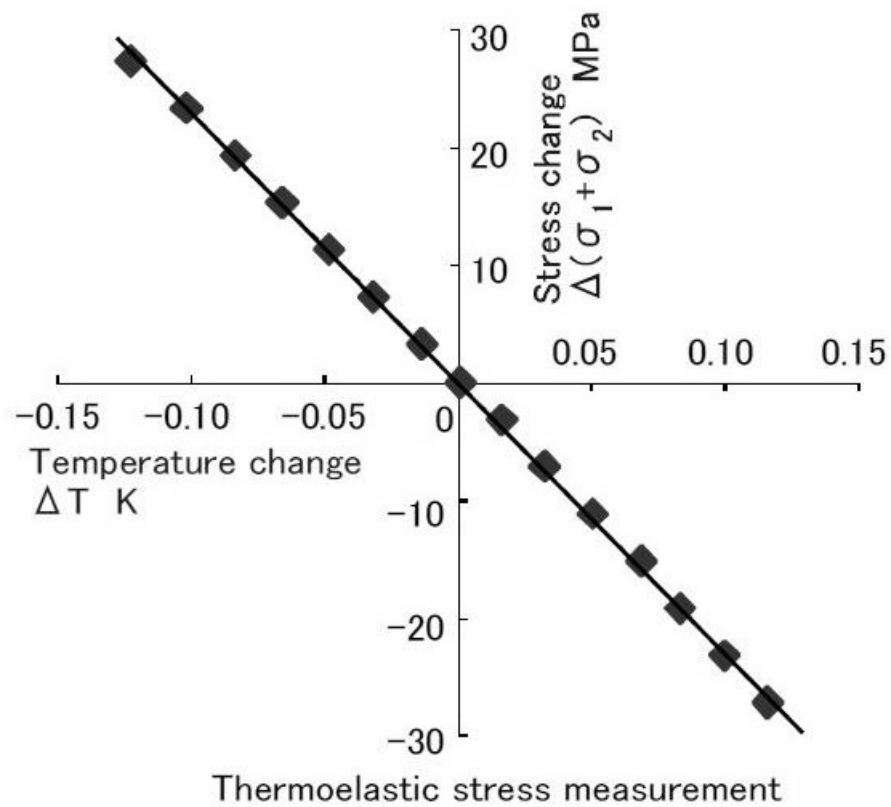


図 9：表面主応力和の変化差分($\Delta(\sigma_1 + \sigma_2)$)と表面温度変化差分 ΔT の関係

(試料：模擬大腿骨)

線形の関係が見られる。兵藤らの実験[11]から引用。

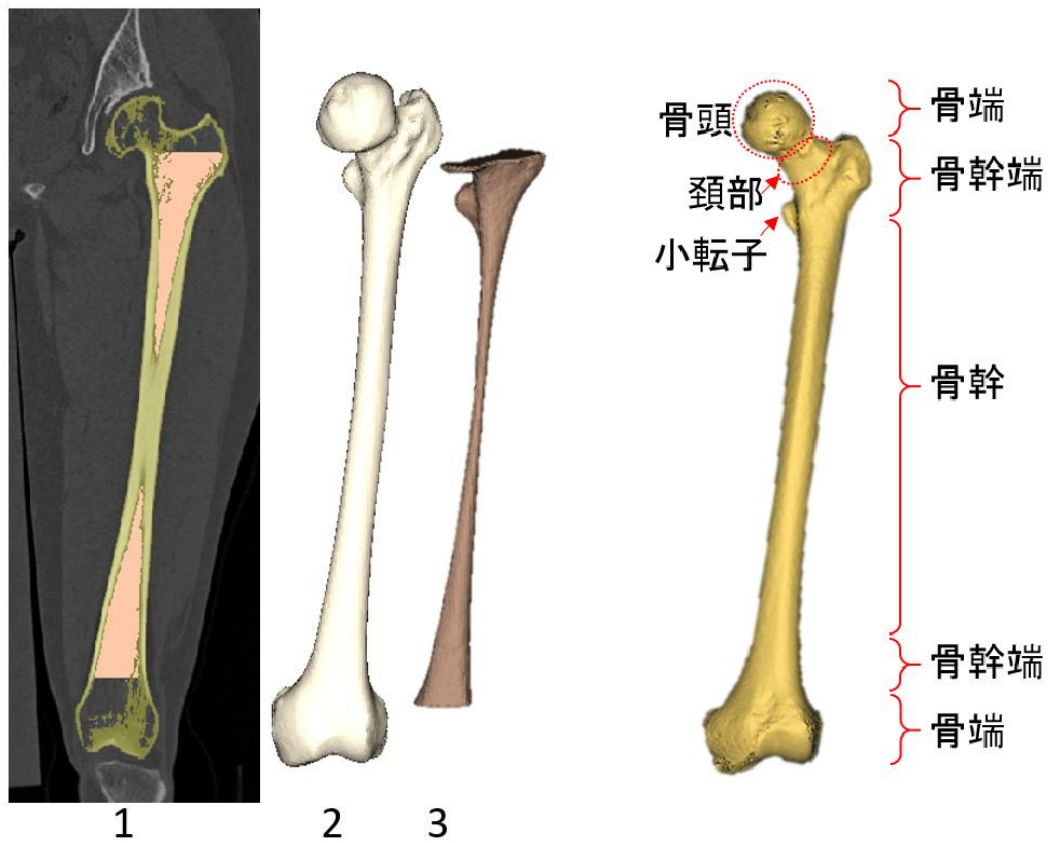


図 10：作成された三次元モデル

CT 画像から皮質骨と髓腔のマスクを作成し(1)、皮質骨(2)と髓腔(3)の三次元モデルを作成した。

右図：解剖学的名称

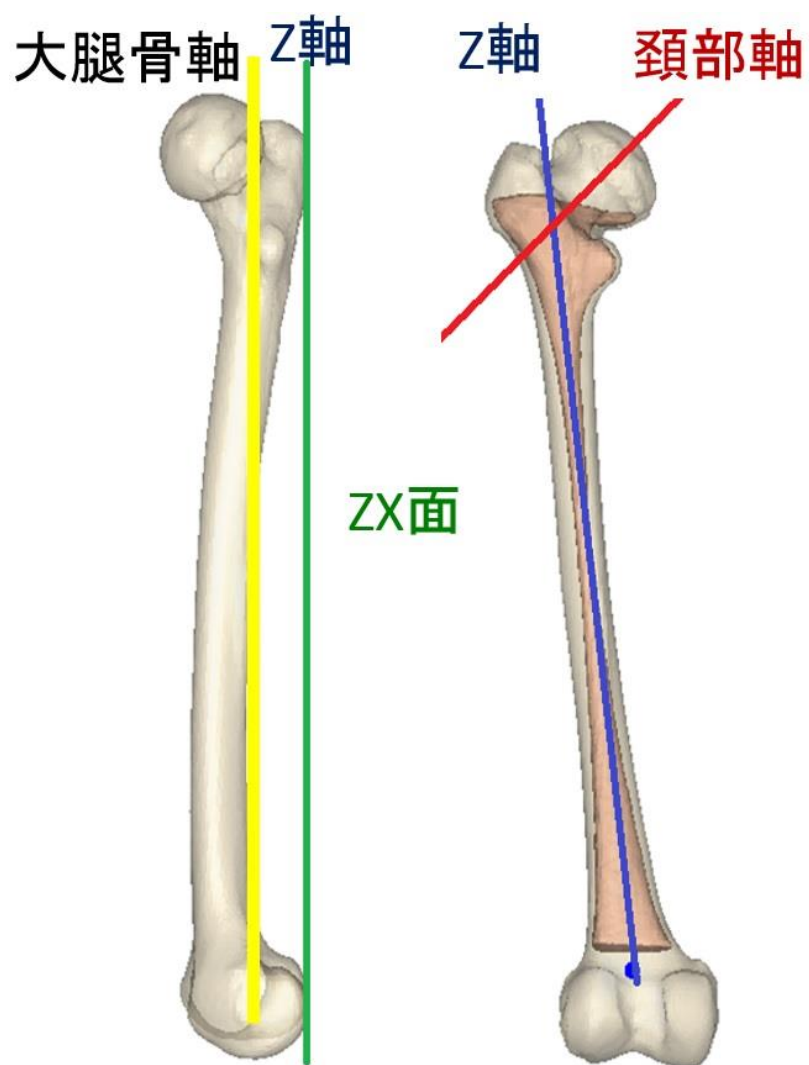


図 11：座標軸・大腿骨軸・頸部軸

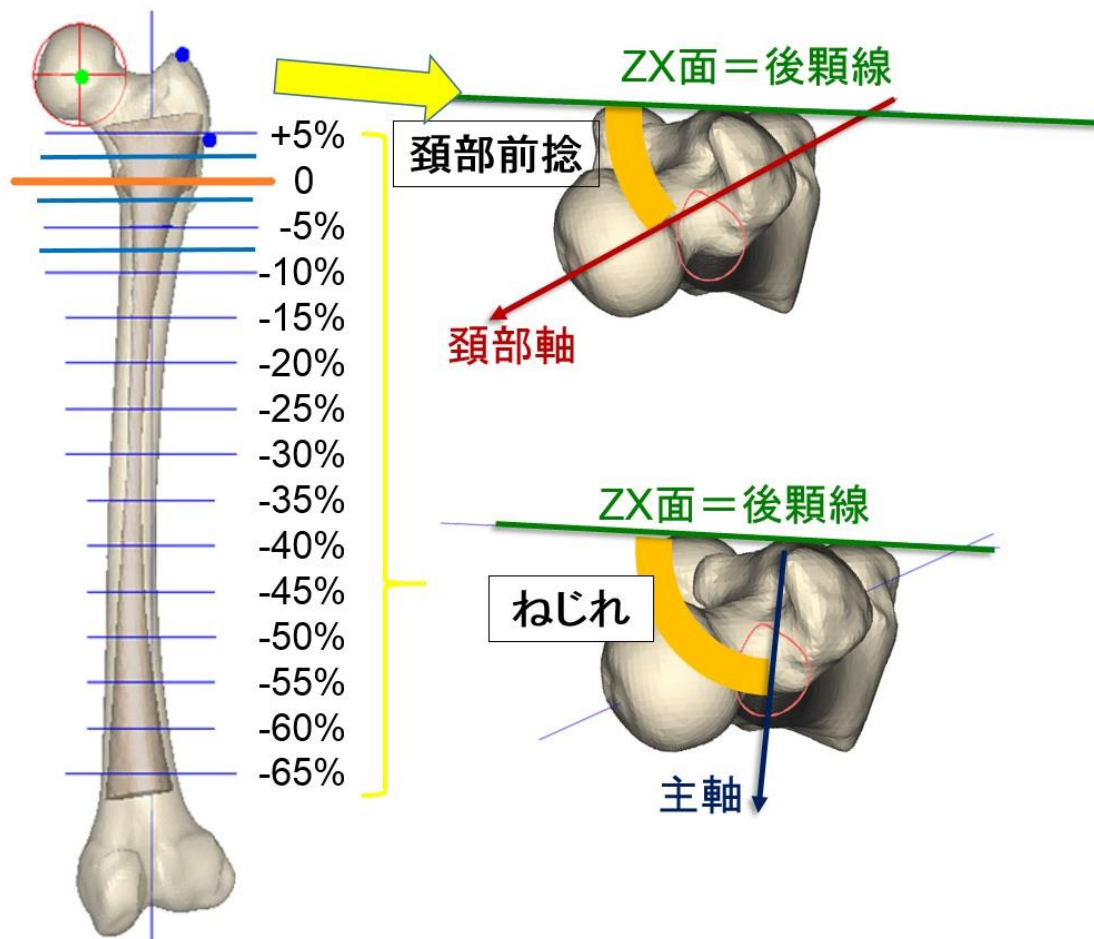


図 12：頸部前捻とねじれの計測方法

左図；各々の大腿骨長 5%を基準とし XY 平面に平行な断面で計測した。

右図；大腿骨を頭側から見た図で、図の左下方方向が大腿骨の前内側方向に相当する。

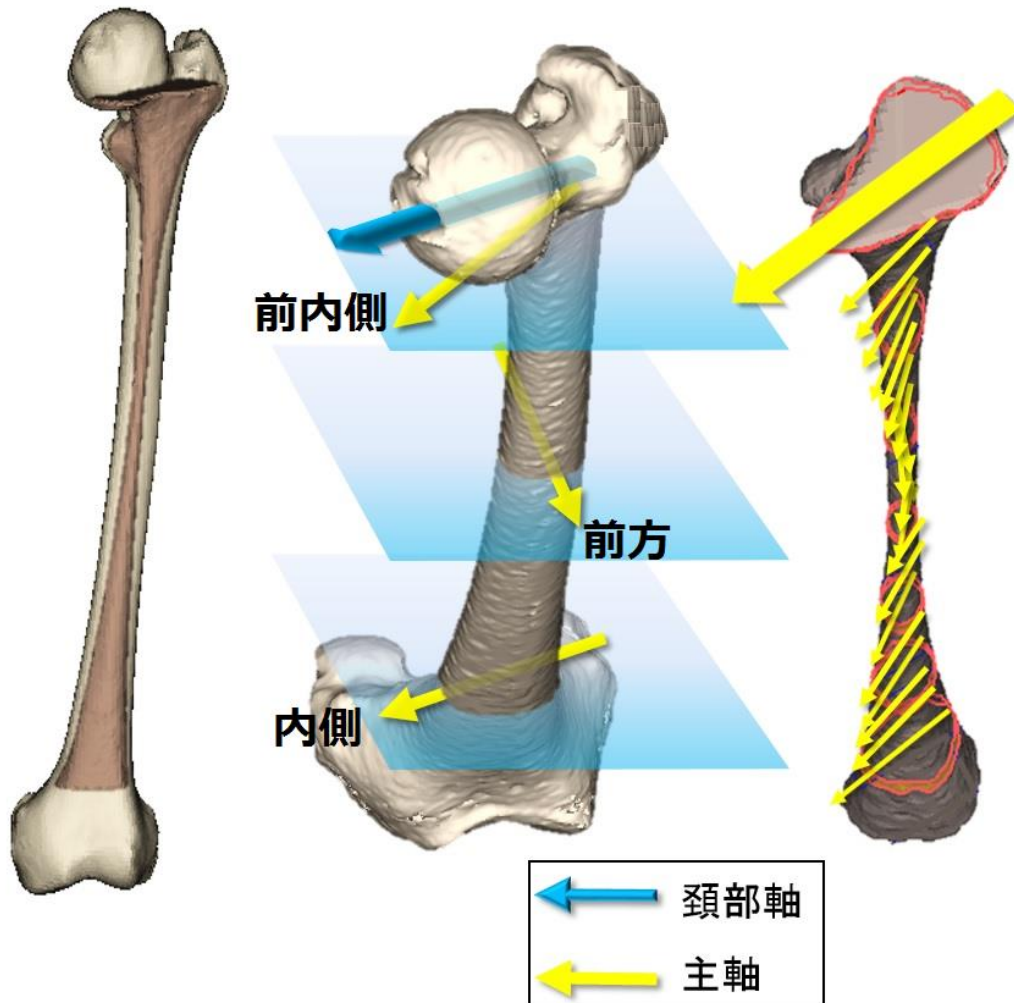


図 13：左大腿骨回旋模式図

左図；正面像；

頸部から顆部までの髓腔（皮質骨内側面）モデルを大腿骨皮質骨のモデルに重ねて示している（赤茶色）。

中央と右図；頭側前方やや内側から見た像；

主軸（断面の最大軸）が遠位では内側を、骨幹部中央で前方を、近位では前内側を向いている。

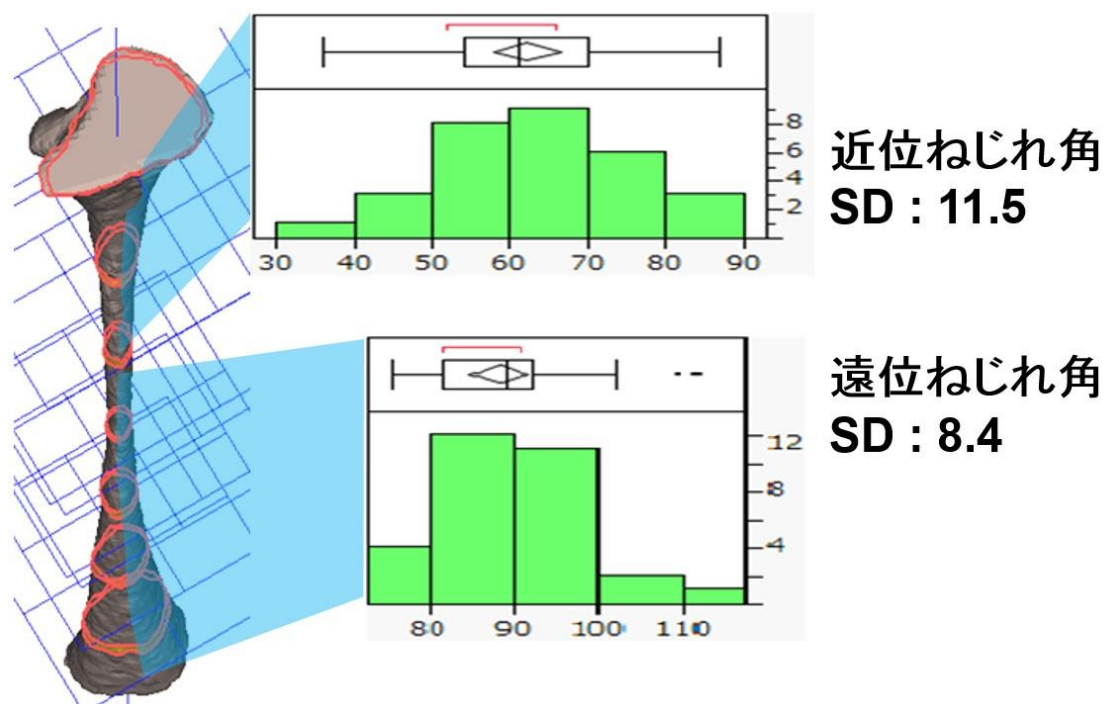


図 14 : 遠位・近位のねじれ角度差

近位でややばらつき (SD) が大きかった

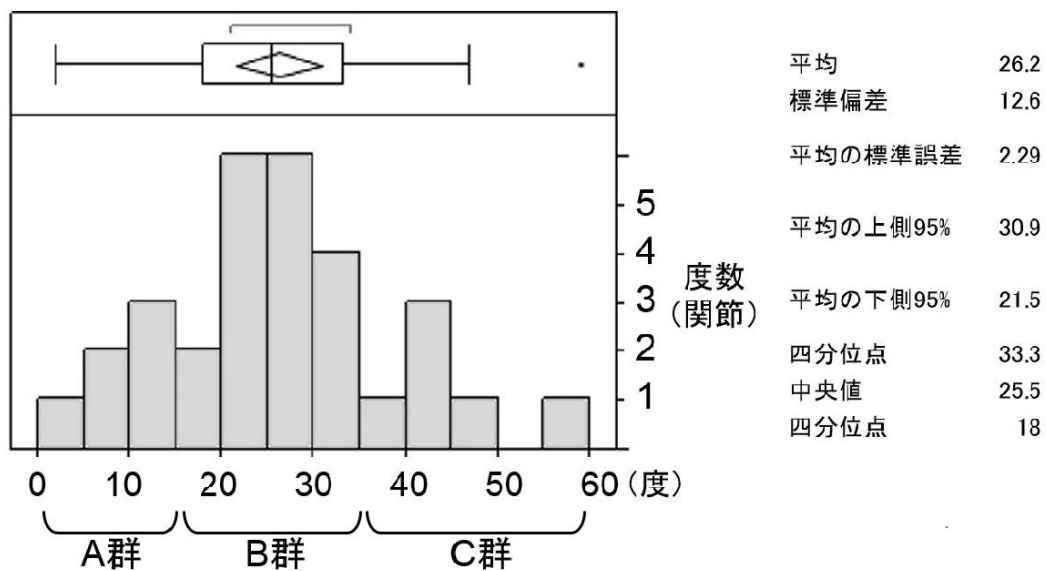


図 15 : 頸部前捻角 (ヒストグラム)

頸部前捻角の四分位点を参考に 3 群に分類した。

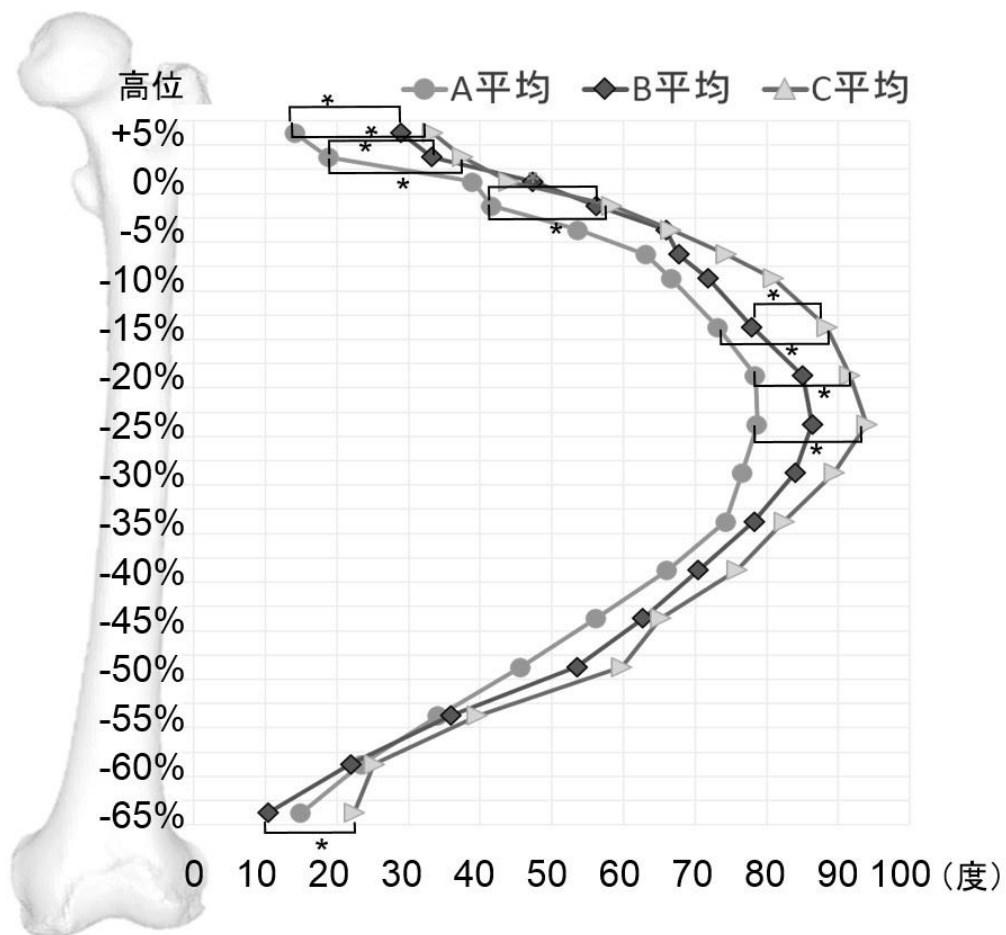


図 16：頸部前捻角と髓腔ねじれ角

縦軸は高位（負の方向が遠位方向）、横軸は角度と設定。A、B、C 各群の角度平均値を表す。グラフが煩雑になるため、標準偏差値記載は省いた。

*：平均値に有意差あり ($p < 0.05$)。

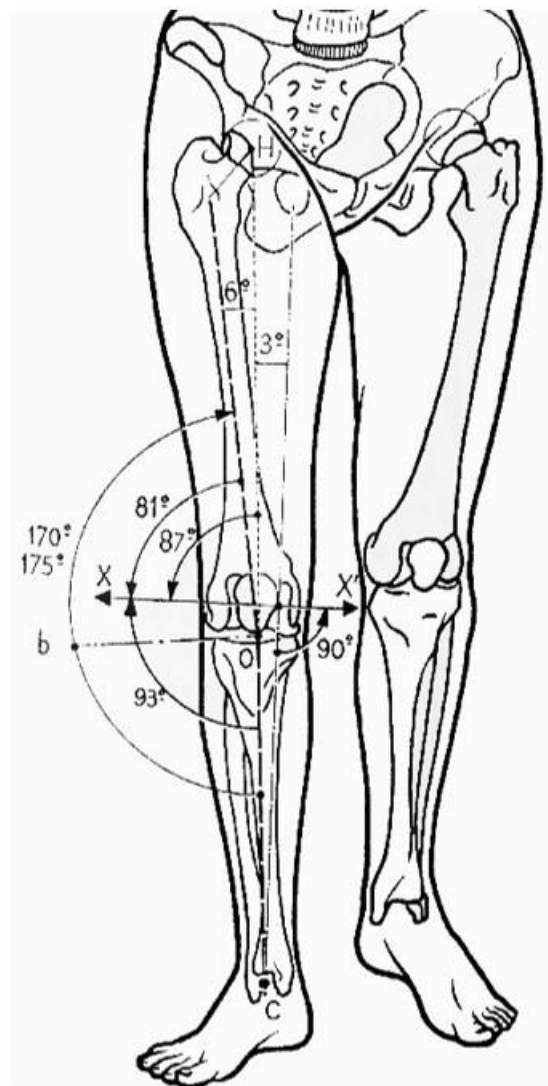
頸部前捻角はすべての群間で有意差あり ($p < 0.05$)。

峡部から+5%高位までは、ねじれ変化パターンは各群とも一様だった。

頸部前捻角				
	正常	二次性変形性股関節症		
Miura	34.0 ± 7.5 (20~50)	40.5 ± 15.3 (-3~72)		
	正常	Crowe 1	Crowe 2 or 3	Crowe 4
Sugano	22.6 ± 10.6	34.0 ± 16.0	32.8 ± 14.4	37.0 ± 5.4
THAを受ける患者				
本研究	26 ± 12 (2~59)			

表 1：頸部前捻角の報告例との比較

Miura ら[7]、 Sugano ら[3]が頸部前捻角について評価している。



Physiologie Articulaire,
Kapandji, 1985



図 17：大腿骨軸の設定（冠状断）

左図；Kapandji らによると、大腿骨近位骨幹部軸は、機能軸と 6 度、垂線と 9 度、大腿骨遠位接線とは 83 度の角度をなしている[19]。

右図；模擬骨の CT 画像計測では、同じく 83 度だった。

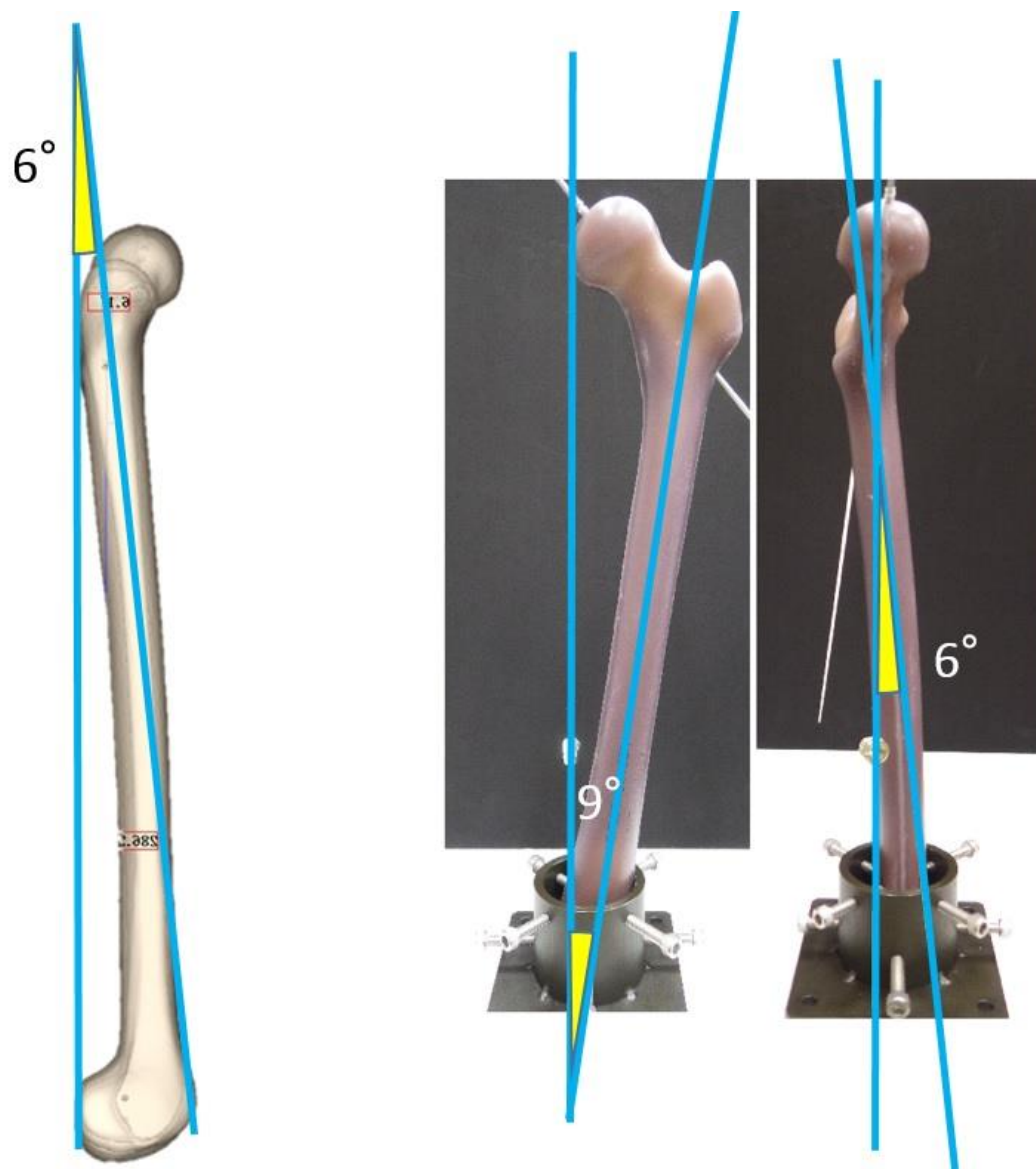


図 18 : CT 画像計測と模擬骨の設置

左 : CT 画像計測（矢状断）では、ZX 面に対して大腿骨軸は 6 度屈曲していた。

右 : 垂線を基準に模擬骨をポッドに固定、最終的にポッド固定後 CT で角度を計測し確認した。

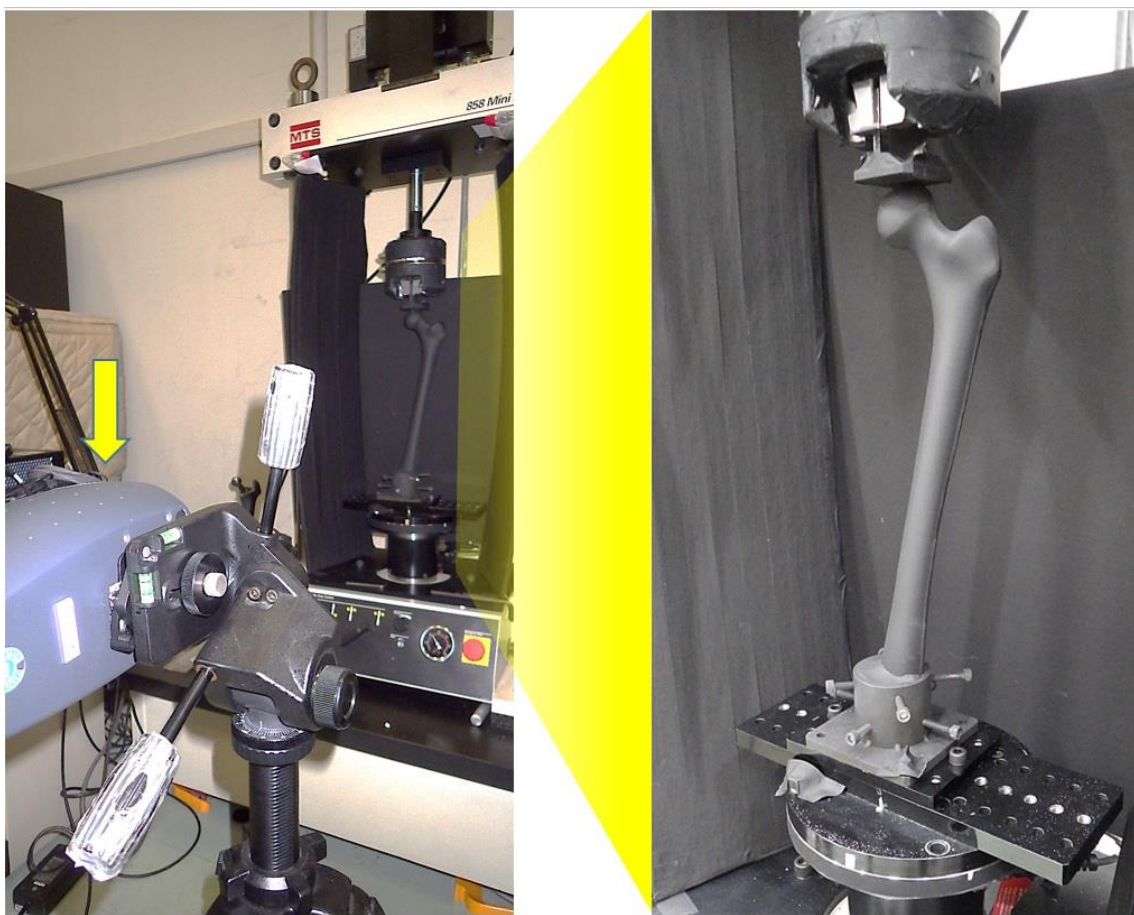


図 19：熱弾性応力画像法（模擬骨）

左；赤外線カメラ（矢印）で試料を撮影。

右；ポッドにセメント固定した模擬骨へ荷重を負荷している。



図 20 : Excia ステム（左図）と Bicontact D ステム（右図）

遠位形状が Excia は円柱様、Bicontact D は四角柱様をしている。

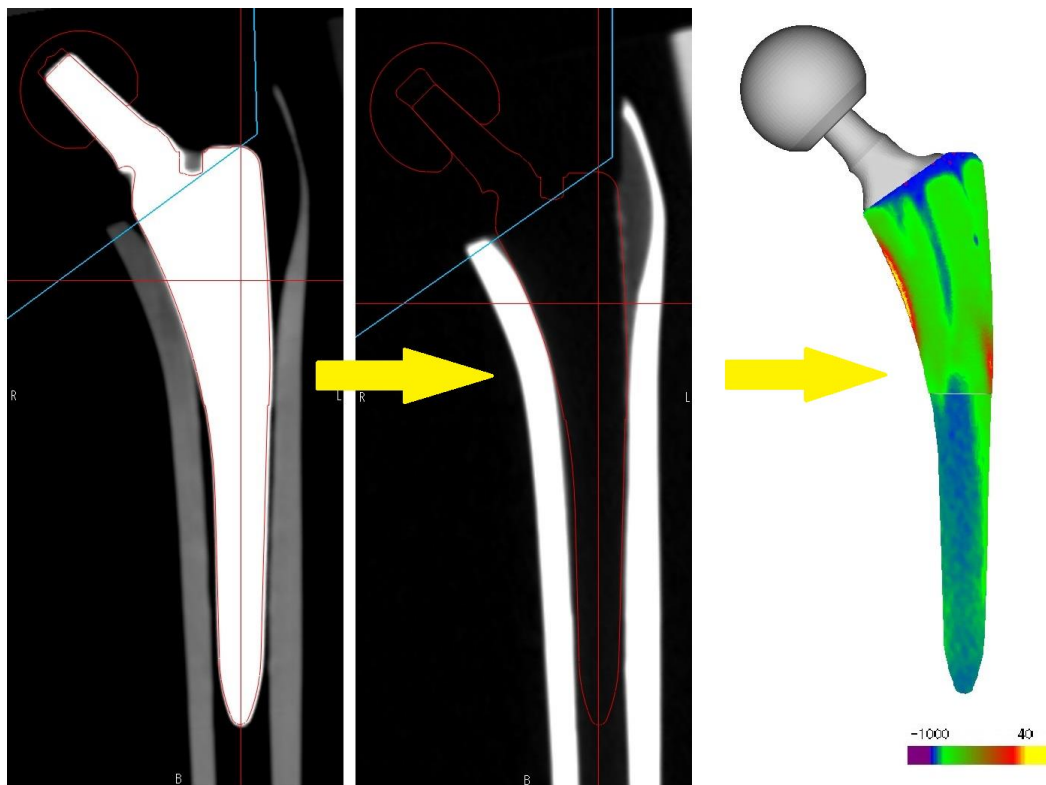


図 21：ステム周囲 CT 値からステム皮質骨接触部位評価

設置後 CT で仮想ステム（CAD データ）を合わせ（左図）、設置前 CT 画像上で同じ位置に仮想ステムを設置し（中央図）、ステム周囲の CT 値をカラーマップで三次元的に描出した（右図）。

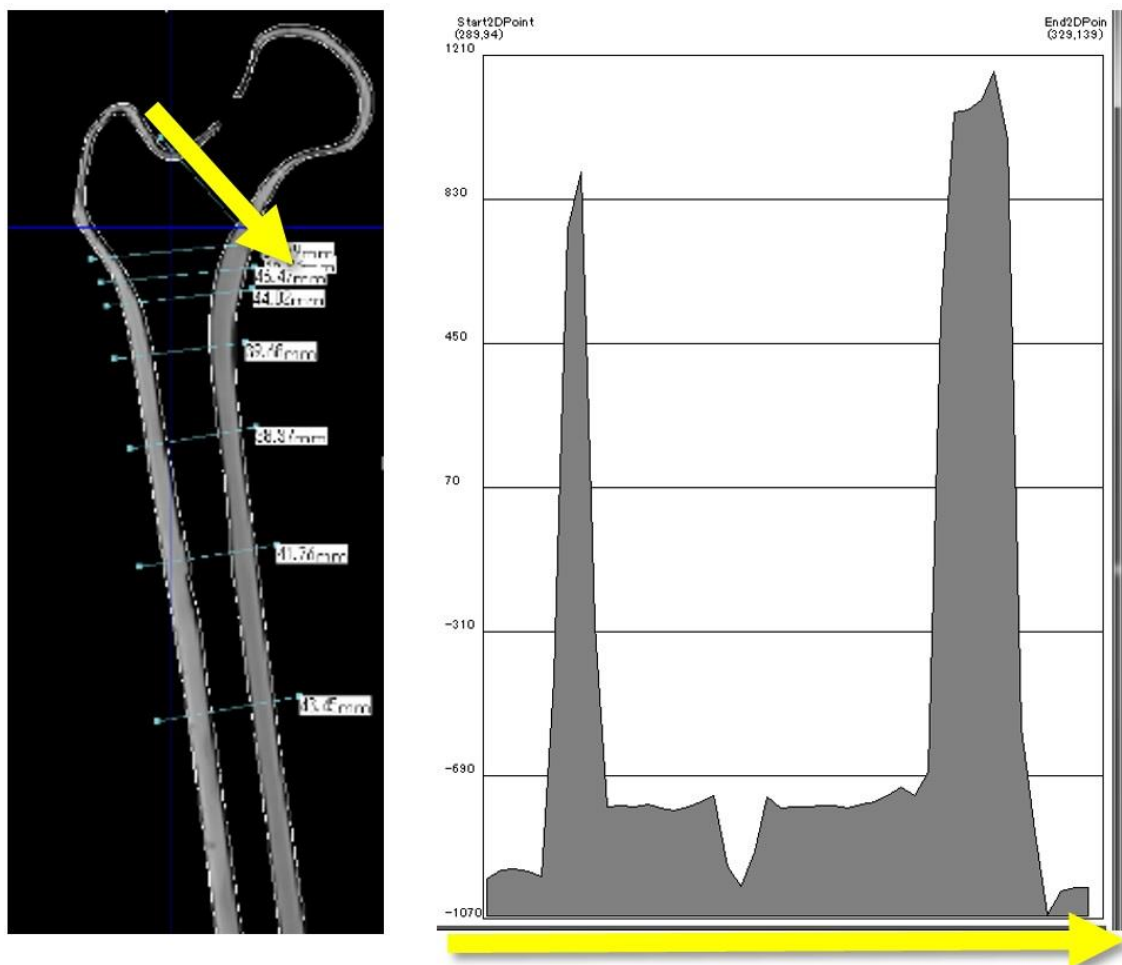


図 22 : CT 閾値設定（プロファイル機能）

骨切り線を想定し、頸部外側から内側へ向かう直線上の CT 値を右図に示す。横軸は位置座標を、縦軸は CT 値 (HU) を示す。二つの山は皮質骨を、中央の谷底は海綿骨を示す（中央で一部低下しているのは、模擬骨作成過程で生じる直径 3mm 程の穴があるためと思われる）。

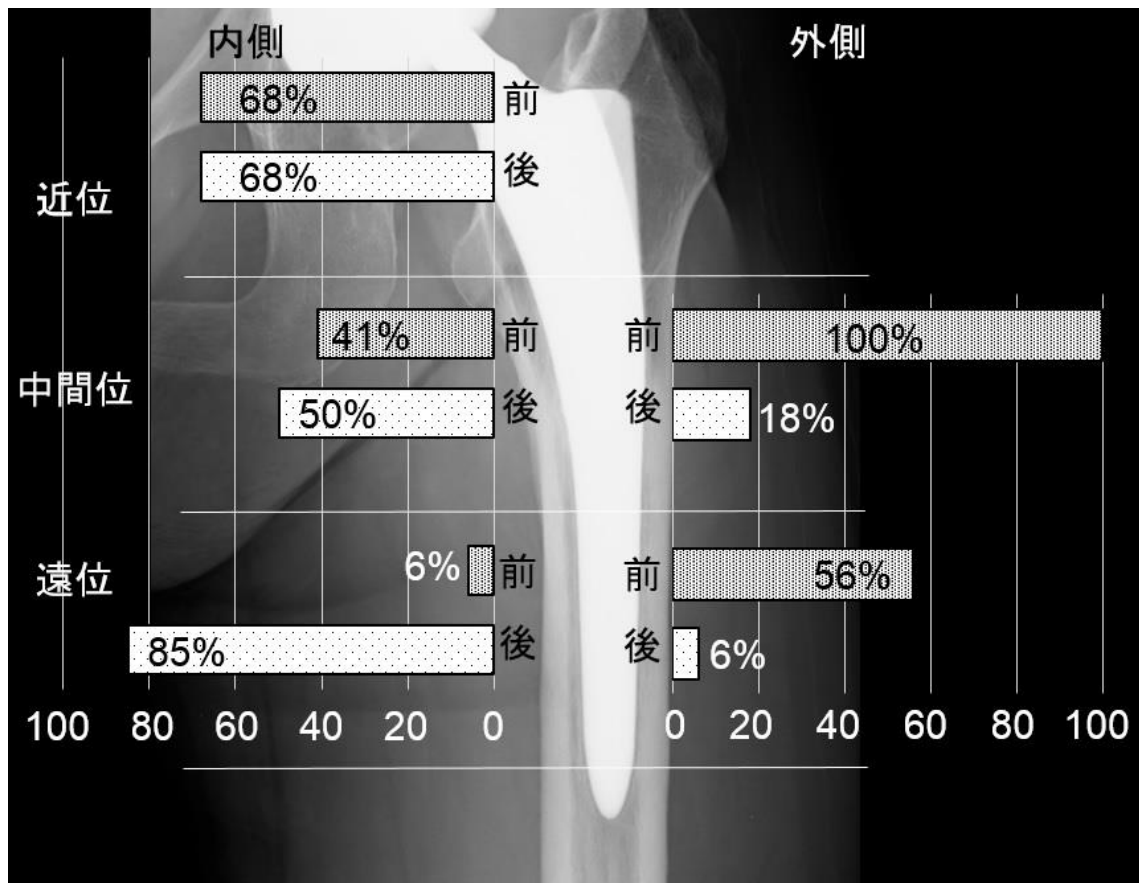


図 23：ステム皮質骨間接触領域（臨床画像評価）

ステム周囲を内側と外側に分け、さらに近位と中間位、遠位に分け、最後に前後に分けて、三次元で評価した。近位外側は皮質骨と接触しないため省略している。

	Excia 1	Bicon. D	Excia 2	前捻			減捻		
				予定	前捻1	前捻2	予定	減捻1	減捻2
前捻角	15.4	27.3	15.5	42.9	26.8	41.8	0.1	5.6	1.6
内外反	外反 1.9	外反 1.6	外反 3.1	外反 4.4	外反 2.4	外反 3.8	内反 0.5	内反 2.2	内反 1.8
屈曲 伸展	屈曲 1.5	屈曲 4.4	屈曲 3.6	屈曲 4.0	屈曲 3.1	屈曲 4.3	伸展 1.8	屈曲 0.6	伸展 1.6

表 2：ステム位置詳細

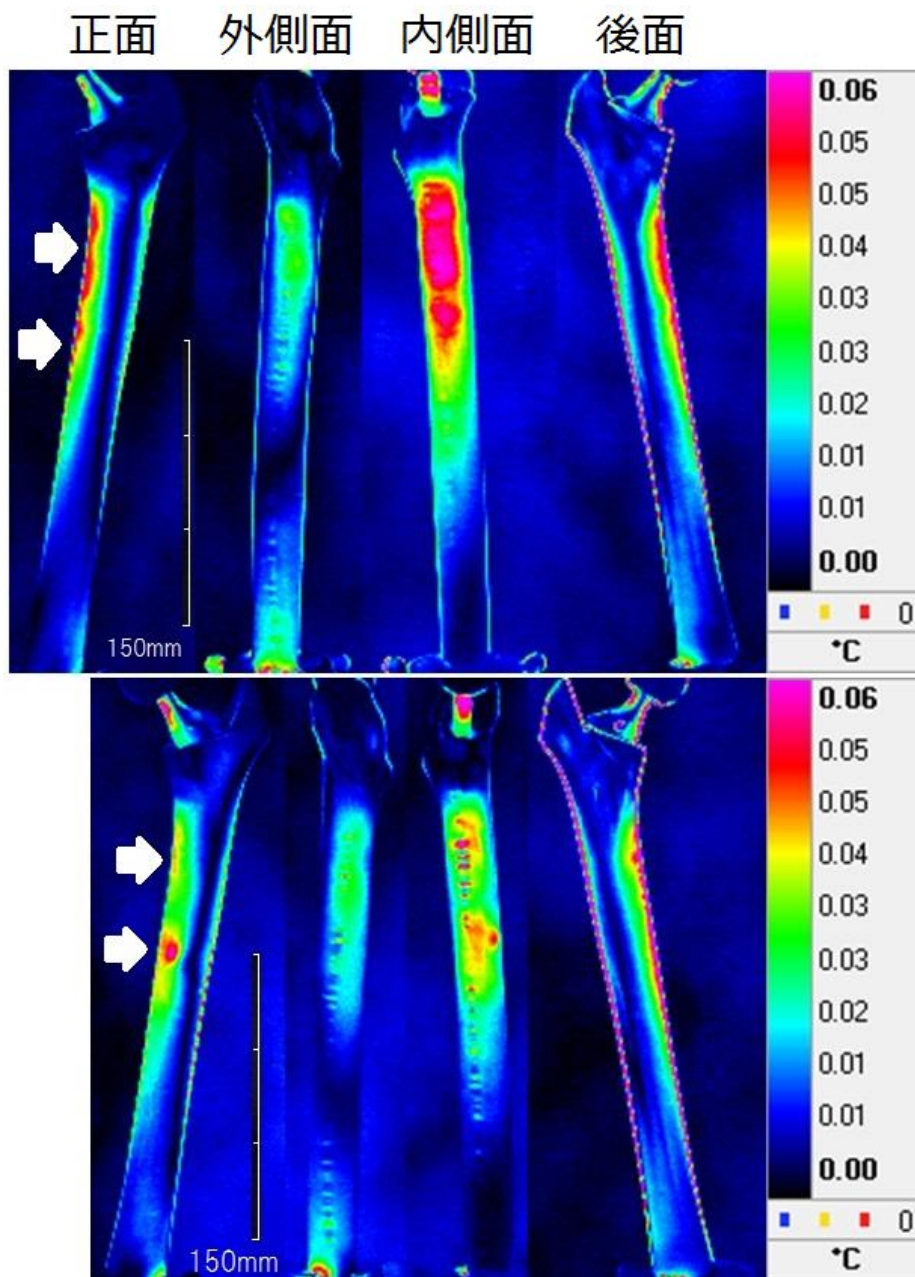


図 24：熱弾性応力画像（検証実験）

上段図；Excia 1 システム 下段図；Bicontact D システム

各々左から、正面、外側面、内側面、後面撮影図を示す。

Excia 1 システムの方が近位優位な応力分布が認められた(白矢印)。

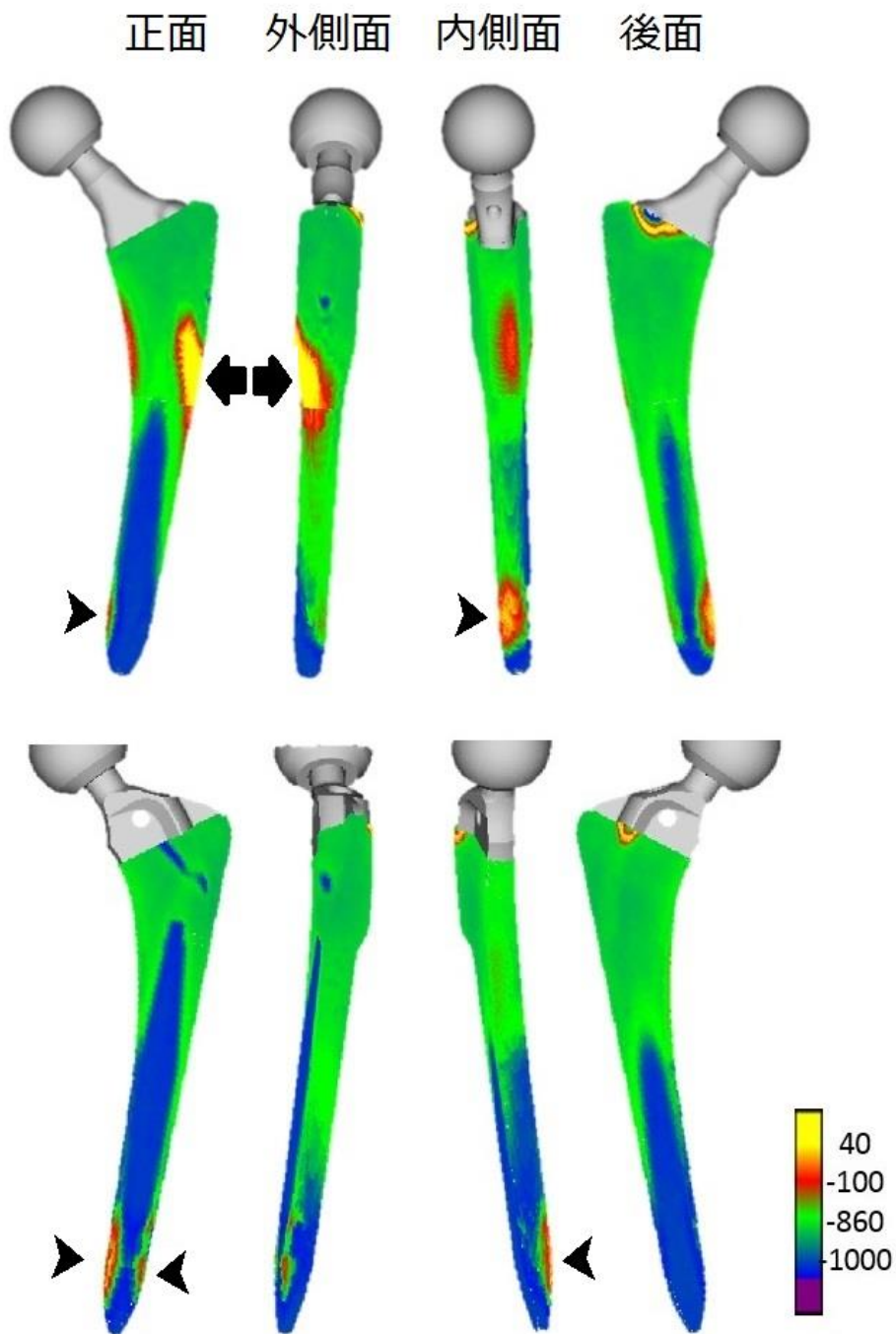


図 25：ステム皮質骨間接触評価（検証実験）

上段図；Excia ステム

下段図；Bicontact D ステム

Excia ステムは中間外側で強い接触が見られた（黒矢印）。

どちらのステムも遠位で強い接触が見られた(黒矢頭)。

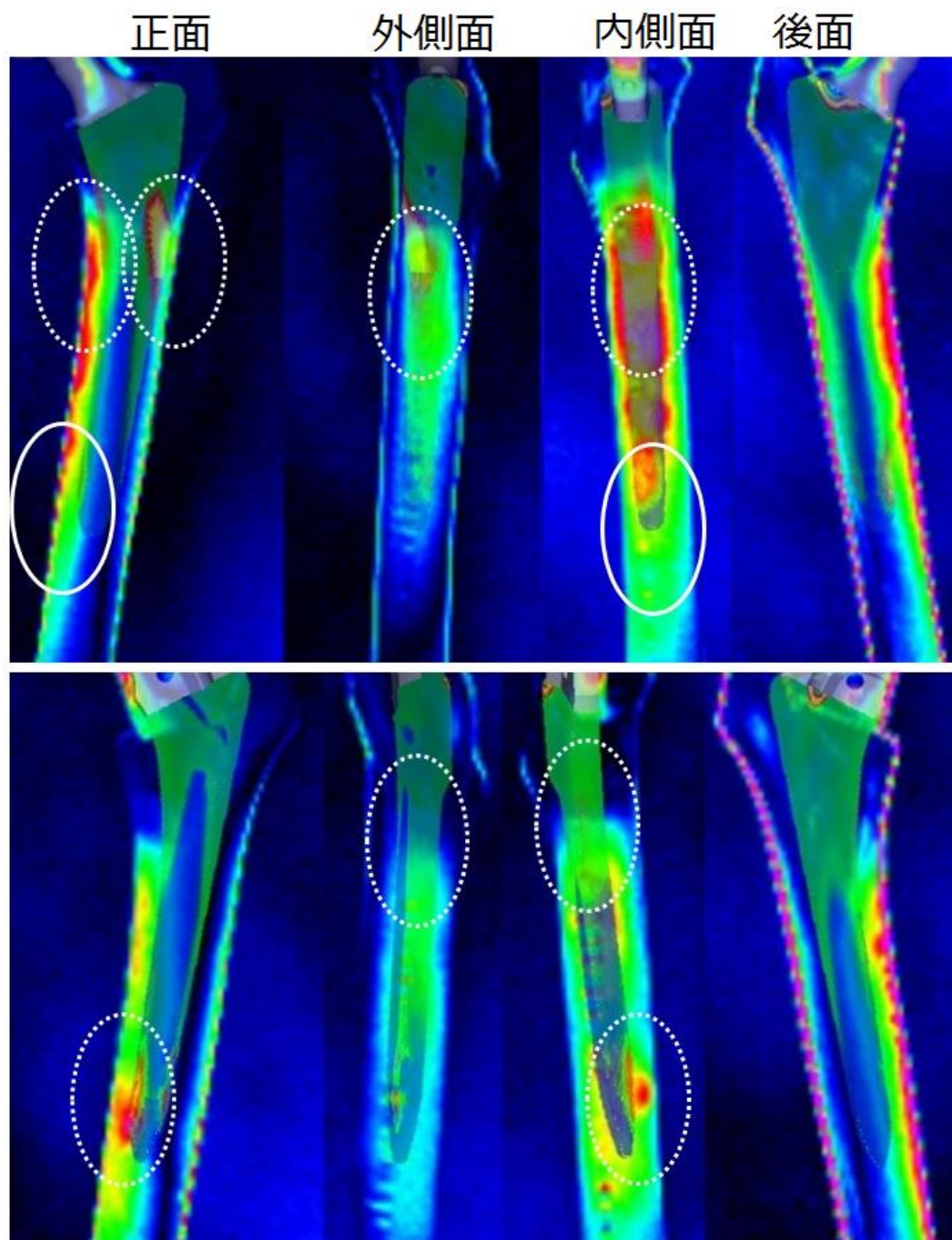


図 26：熱弾性応力画像とステム皮質骨間接触（検証実験）

上段図；Excia ステム

下段図；Bicontact D ステム

接触部位のすぐ遠位に応力が分布（破線）したが、**Excia** ステム遠位部は、応力分布が見られなかった（実線）。

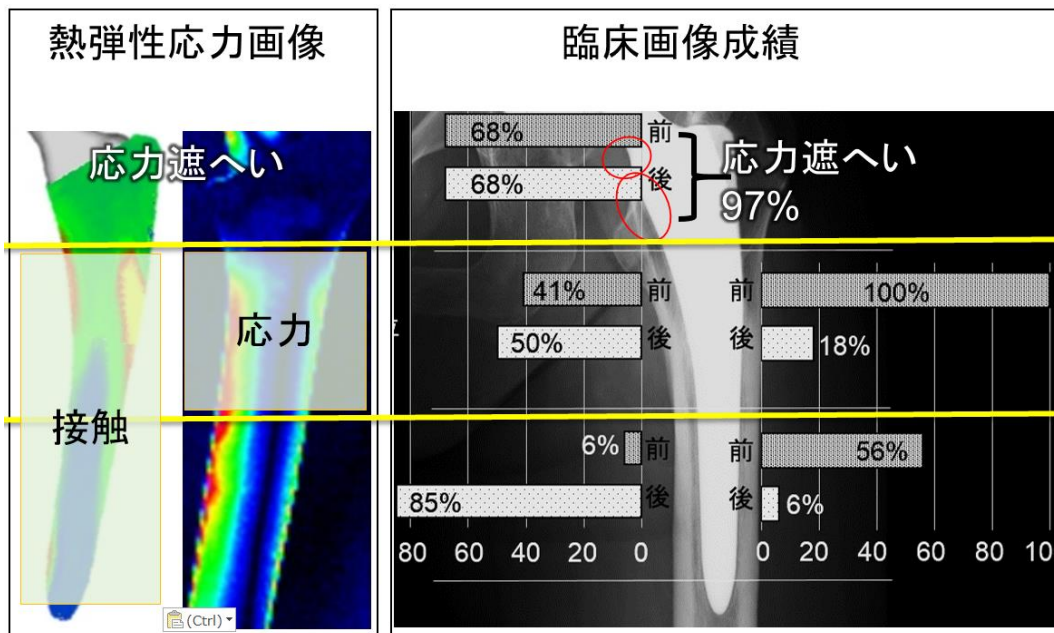


図 27：応力解析結果と臨床画像結果の比較

どちらの結果も近位部は応力遮へいが見られた。また、遠位での接触もあったが、応力遮へいは近位のみ収まり、中間からの応力伝達が起こっていると考えられる。

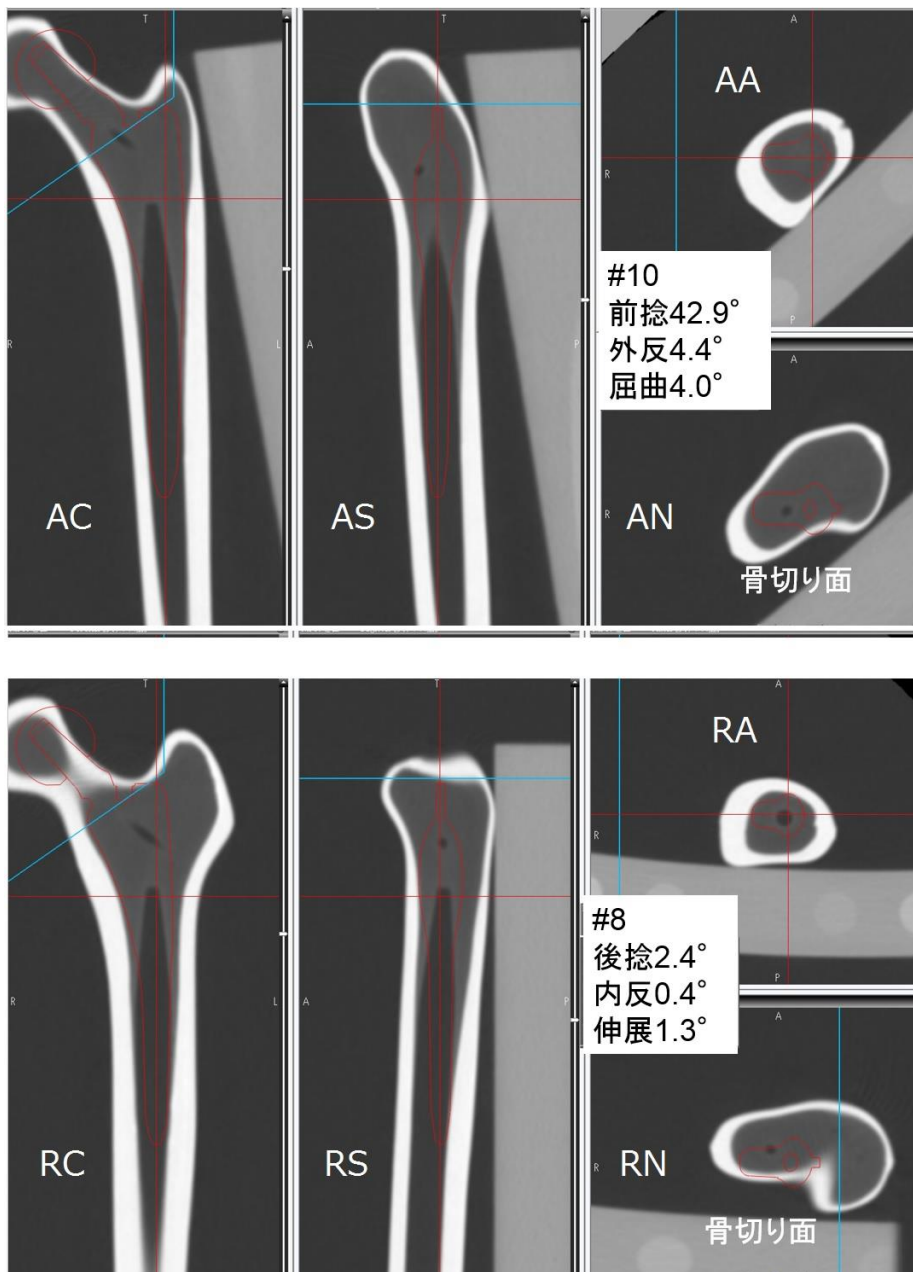


図 28 : 設置前プランニング画像

上段は高度前捻、下段は減捻でのプラン

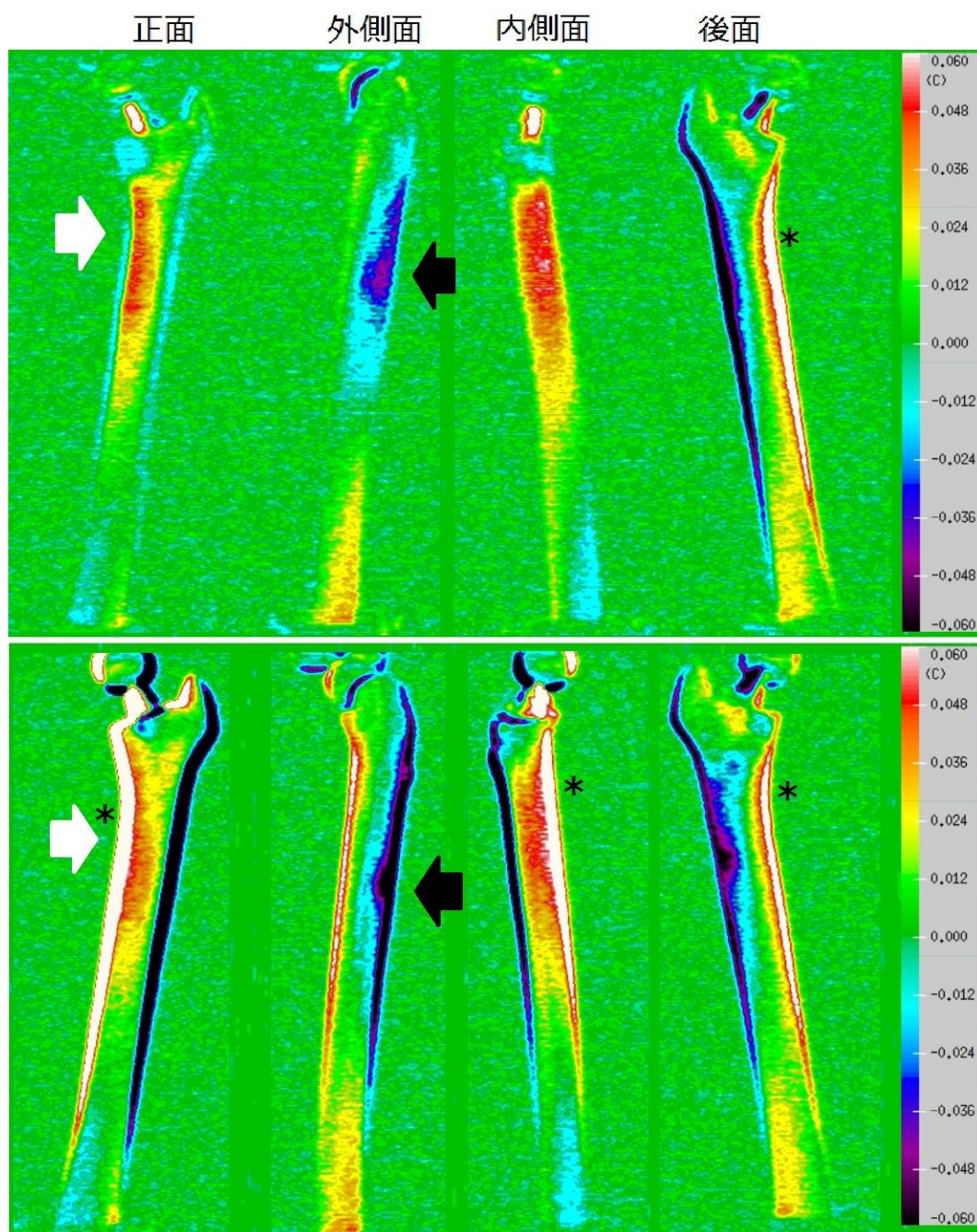


図 29：熱弾性応力画像（前捻）

上段図；前捻 1 下段図；前捻 2

左から正面、外側、内側、後面を示す。近位部辺縁で、Edge effect による極端な温度上昇・低下が見られている（*）。

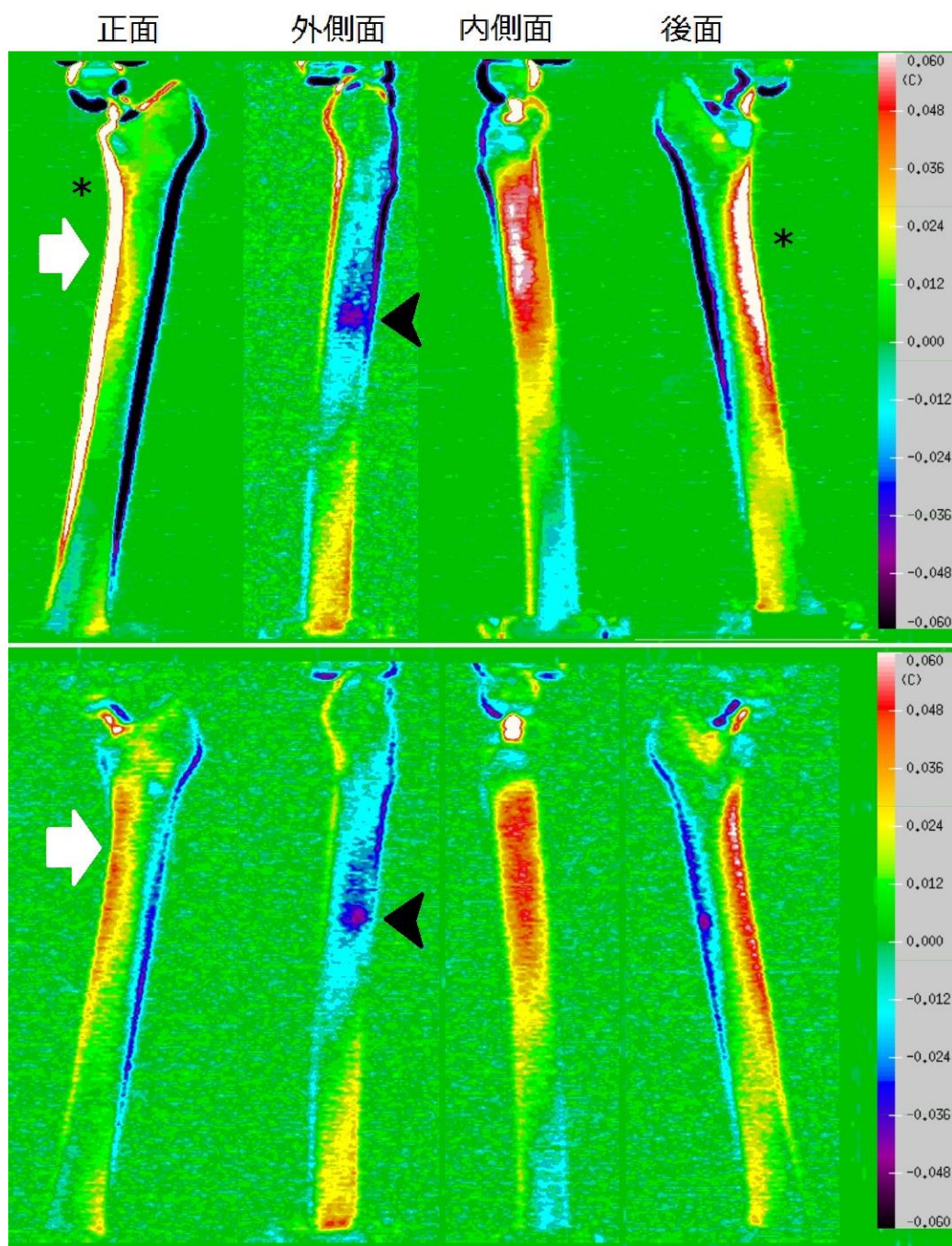


図 30：熱弾性応力画像（減捻）

上段図；減捻 1 下段図；減捻 2

前捻に比べ、外側引張り応力がやや遠位に見られる（黒矢頭）。

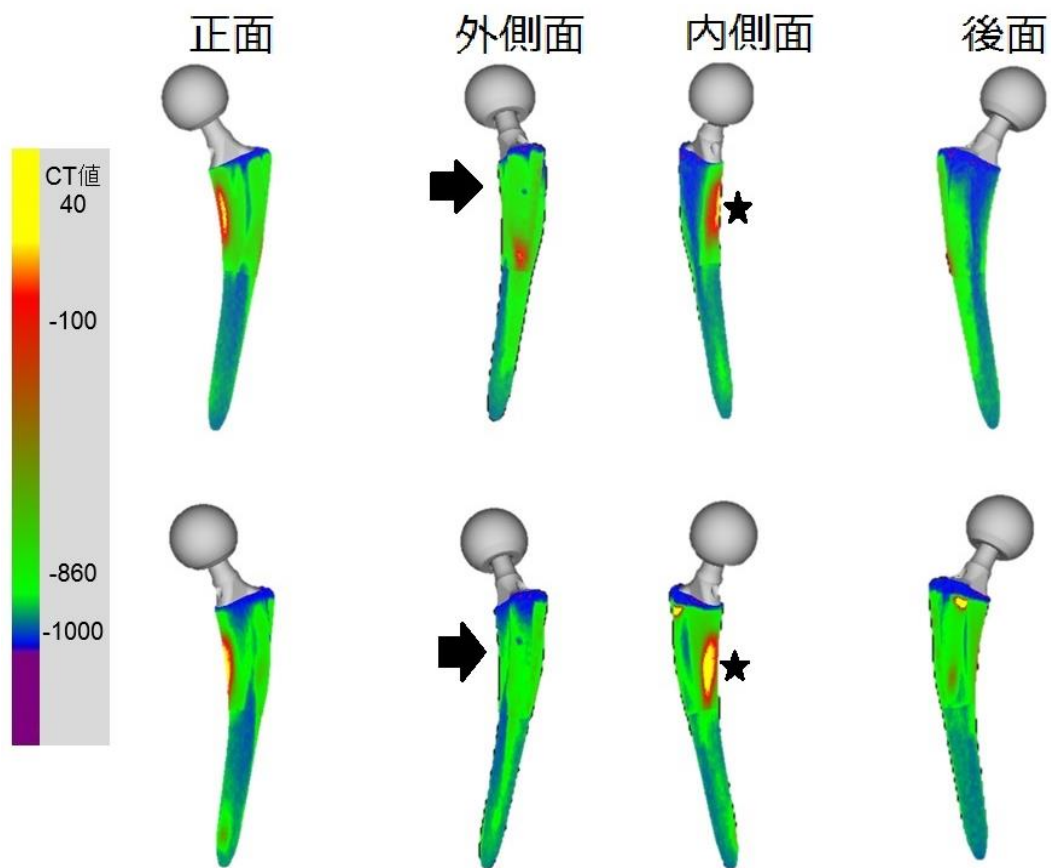


図 31：ステム皮質骨間接触（前捻）

上段図；前捻 1 下段図；前捻 2

内側面（右から 2 つ目）で接触が前方に強いことがわかる（★）。

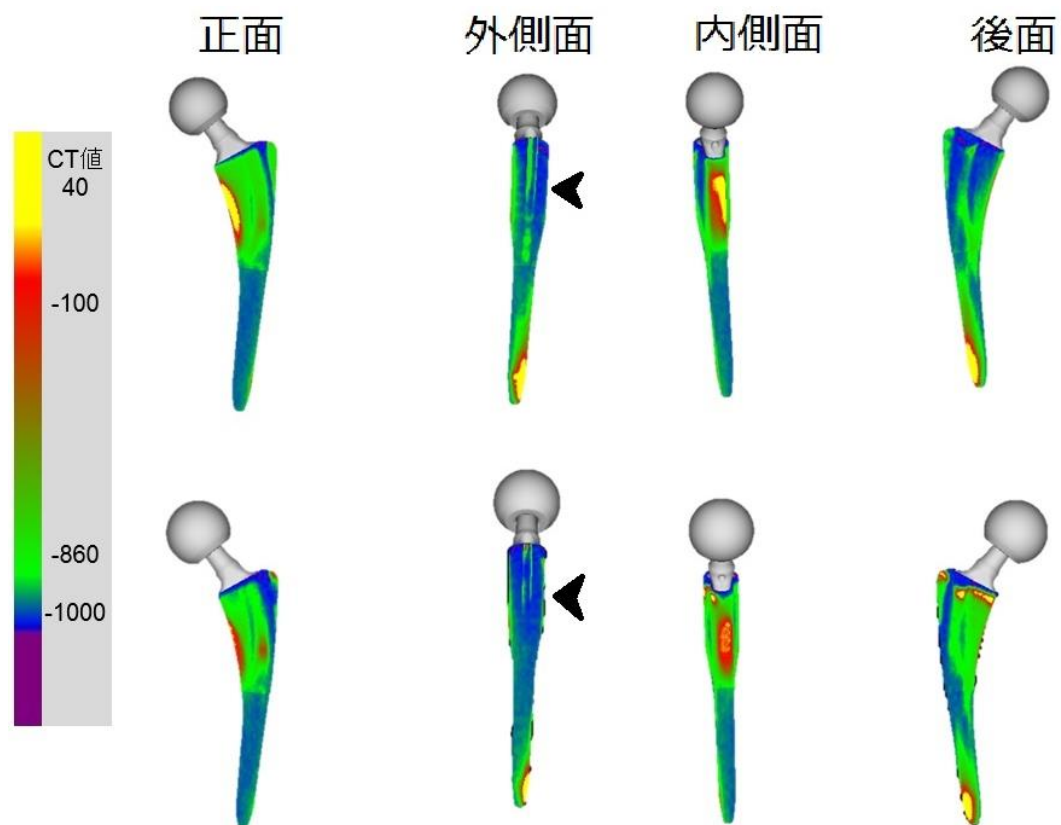


図 32：ステム皮質骨間接触（後捻）

上段図；減捻 1 下段図；減捻 2

遠位外側で接触あり。近位外側（左から 2 つ目）は海綿骨とも接触がみられなかった（黒矢頭）。

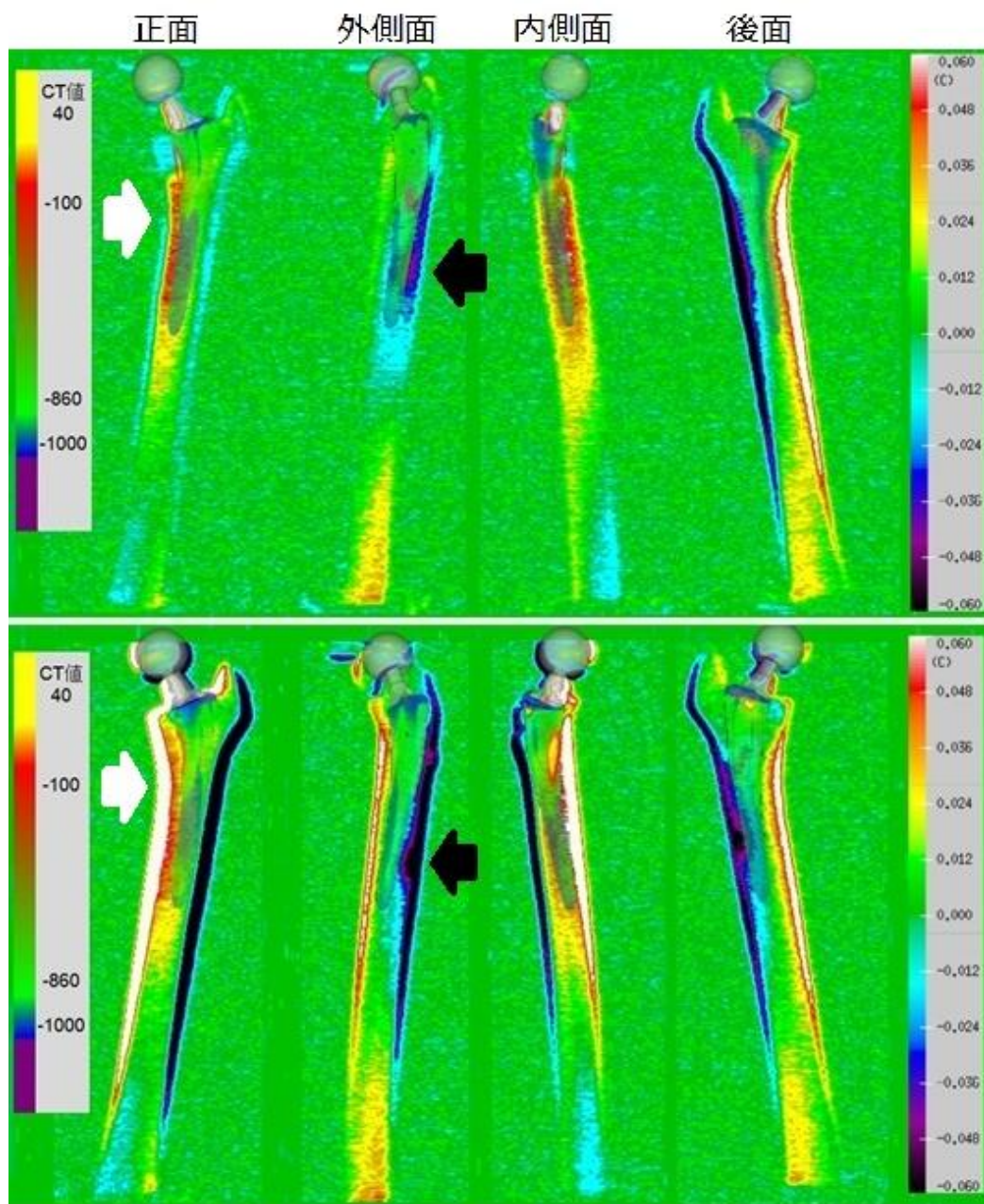


図 33：熱弾性応力画像とステム皮質骨間接触（前捻）

上段図；前捻 1 下段図；前捻 2

ステム遠位部外側に、接触は少ないが、引張り応力を認める（黒矢印）。

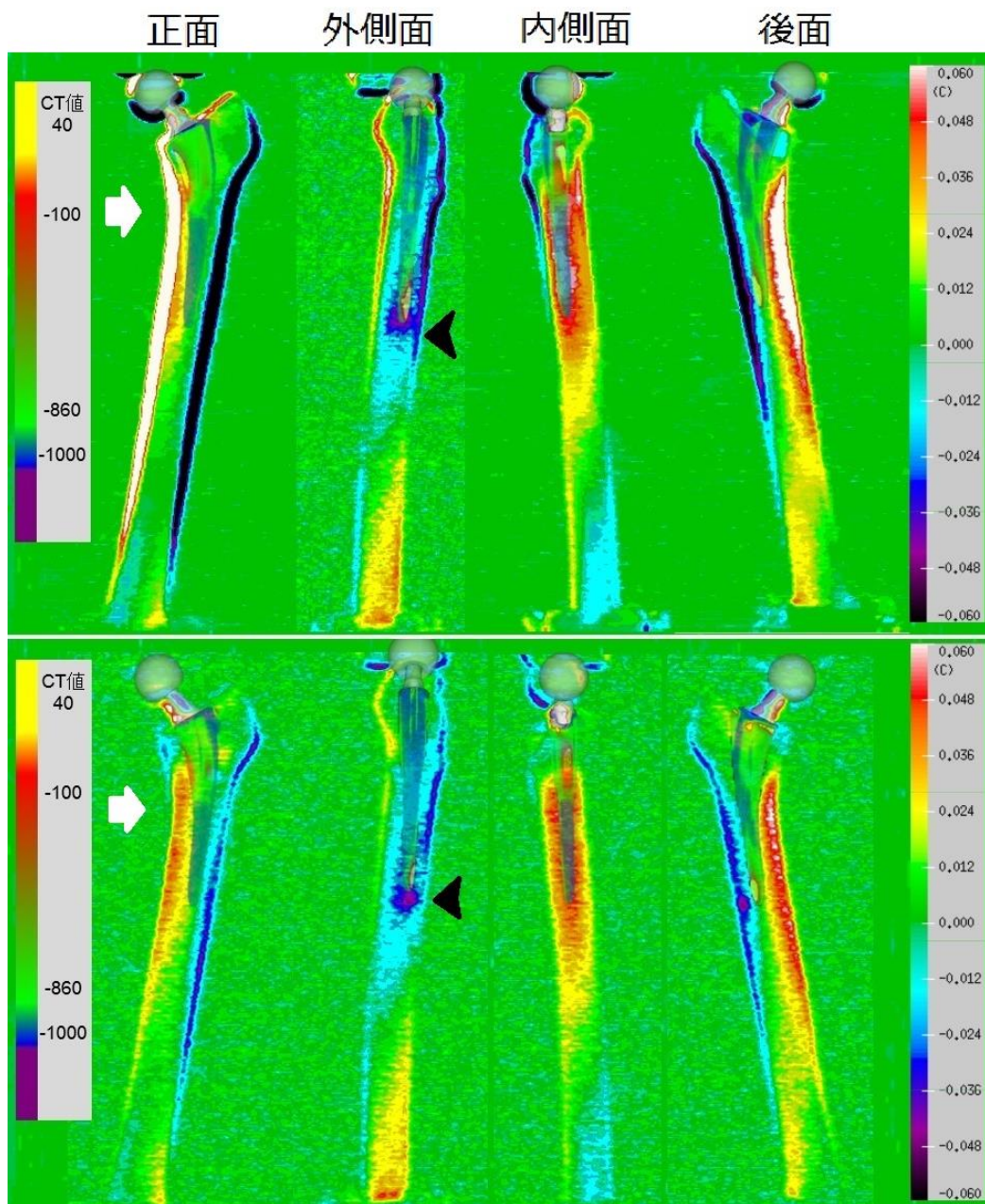


図 34：熱弾性応力画像とステム皮質骨間接触（減捻）

上段図；減捻 1 下段図；減捻 2

ステム先端外側の接触と、そのやや遠位に引張り応力の集中が見られる（黒矢頭）。

引用論文

1. Biedermann, R., et al., *Reducing the risk of dislocation after total hip arthroplasty: the effect of orientation of the acetabular component*. J Bone Joint Surg Br, 2005. **87**(6): p. 762-9.
2. Noble, P.C., et al., *The anatomic basis of femoral component design*. Clin Orthop Relat Res, 1988(235): p. 148-65.
3. Sugano, N., et al., *The morphology of the femur in developmental dysplasia of the hip*. J Bone Joint Surg Br, 1998. **80**(4): p. 711-9.
4. Jingushi, S., et al., *Osteoarthritis hip joints in Japan: involvement of acetabular dysplasia*. Journal of Orthopaedic Science, 2011. **16**(2): p. 156-64.
5. Nakamura, Y., et al., *Total hip arthroplasty with an HPF stem: the radiological findings around the cementless anatomical-shape stem for developmental dysplasia of the hip*. Journal of Orthopaedic Science, 2011. **16**(4): p. 364-8.
6. Kaneuji, A., et al., *Three-dimensional morphological analysis of the proximal femoral canal, using computer-aided design system, in Japanese patients with osteoarthrosis of the hip*. Journal of Orthopaedic Science, 2000. **5**(4): p. 361-8.
7. Miura, T., et al., *A new technique for morphologic measurement of the femur. Its application for Japanese patients with osteoarthrosis of the hip*. Bulletin / Hospital for Joint Diseases, 1998. **57**(4): p. 202-7.
8. Kurtz, S.M., et al., *Future clinical and economic impact of revision total hip and knee arthroplasty*. Journal of Bone and Joint Surgery, 2007. **89 Suppl 3**: p. 144-51.
9. Nishino, T., et al., *Follow-up results of 10-12 years after total hip arthroplasty using cementless tapered stem -- frequency of severe stress shielding with synergy stem in Japanese patients*. Journal of Arthroplasty, 2013. **28**(10): p. 1736-40.
10. Crowe, J.F., V.J. Mani, and C.S. Ranawat, *Total hip replacement in congenital dislocation and dysplasia of the hip*. Journal of Bone and Joint Surgery, 1979. **61**(1): p. 15-23.
11. Hyodo, K., et al., *Bioengineering. Thermoelastic Femoral Stress Imaging for Experimental Evaluation of Hip Prosthesis Design*. JSME International Journal Series C, 2001. **44**(4): p. 1065-1071.
12. Khanuja, H.S., et al., *Cementless femoral fixation in total hip arthroplasty*. Journal of Bone and Joint Surgery, 2011. **93**(5): p. 500-9.
13. Aamodt, A., et al., *Determination of Hounsfield value for CT-based design of custom femoral stems*. J Bone Joint Surg Br, 1999. **81**(1): p. 143-7.
14. Treece, G.M., K.E. Poole, and A.H. Gee, *Imaging the femoral cortex: thickness, density and mass from clinical CT*. Med Image Anal, 2012. **16**(5): p. 952-65.
15. Engh, C.A., J.D. Bobyn, and A.H. Glassman, *Porous-coated hip replacement. The factors governing bone ingrowth, stress shielding, and clinical results*. J Bone Joint Surg Br, 1987. **69**(1): p. 45-55.
16. Heiner, A.D., *Structural properties of fourth-generation composite femurs and tibias*. J Biomech, 2008. **41**(15): p. 3282-4.
17. Heiner, A.D. and T.D. Brown, *Structural properties of a new design of composite replicate femurs and*

- tibias. J Biomech, 2001. **34**(6): p. 773-81.
18. Imai, N., et al., *Pelvic flexion measurement from lateral projection radiographs is clinically reliable*. Clin Orthop Relat Res, 2013. **471**(4): p. 1271-6.
 19. Kapandji, I.A., *Physiologie articulaire*. Vol. 2. 1980: Maloine Paris.
 20. Bieger, R., et al., *Primary stability and strain distribution of cementless hip stems as a function of implant design*. Clinical Biomechanics, 2012. **27**(2): p. 158-164.
 21. Kassi, J.P., et al., *Stair climbing is more critical than walking in pre-clinical assessment of primary stability in cementless THA in vitro*. J Biomech, 2005. **38**(5): p. 1143-54.
 22. Westphal, F.M., et al., *Migration and cyclic motion of a new short-stemmed hip prosthesis--a biomechanical in vitro study*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2006. **21**(8): p. 834-40.
 23. Ward, K.A., J.E. Adams, and T.N. Hangartner, *Recommendations for thresholds for cortical bone geometry and density measurement by peripheral quantitative computed tomography*. Calcified Tissue International, 2005. **77**(5): p. 275-80.
 24. Gruen, T.A., G.M. McNeice, and H.C. Amstutz, *"Modes of failure" of cemented stem-type femoral components: a radiographic analysis of loosening*. Clin Orthop Relat Res, 1979(141): p. 17-27.
 25. Pilliar, R.M., J.M. Lee, and C. Maniopoulos, *Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants*. Clin Orthop Relat Res, 1986(208): p. 108-13.
 26. Hua, J. and P.S. Walker, *Closeness of fit of uncemented stems improves the strain distribution in the femur*. J Orthop Res, 1995. **13**(3): p. 339-46.
 27. Vail, T.P., et al., *The effect of hip stem material modulus on surface strain in human femora*. J Biomech, 1998. **31**(7): p. 619-28.
 28. Tayton, E., S. Evans, and D. O'Doherty, *Mapping the strain distribution on the proximal femur with titanium and flexible-stemmed implants using digital image correlation*. J Bone Joint Surg Br, 2010. **92**(8): p. 1176-81.
 29. Min, B.W., et al., *The effect of stem alignment on results of total hip arthroplasty with a cementless tapered-wedge femoral component*. Journal of Arthroplasty, 2008. **23**(3): p. 418-23.
 30. Noble, P.C., et al., *The effect of aging on the shape of the proximal femur*. Clin Orthop Relat Res, 1995(316): p. 31-44.
 31. Zhang, Y., et al., *The ratio of femoral head diameter to pelvic height in the normal hips of a Chinese population*. Eur J Orthop Surg Traumatol, 2014. **24**(6): p. 947-51.
 32. Park, J.M. and G.I. Im, *The correlations of the radiological parameters of hip dysplasia and proximal femoral deformity in clinically normal hips of a Korean population*. Clin Orthop Surg, 2011. **3**(2): p. 121-7.
 33. King, C.A., M.Y. Iscan, and S.R. Loth, *Metric and comparative analysis of sexual dimorphism in the Thai femur*. Journal of Forensic Sciences, 1998. **43**(5): p. 954-8.
 34. Umer, M., et al., *Morphology of the proximal femur in a Pakistani population*. J Orthop Surg (Hong Kong), 2010. **18**(3): p. 279-81.
 35. Srivastava, R., et al., *A study of sexual dimorphism in the femur among North Indians*. Journal of Forensic Sciences, 2012. **57**(1): p. 19-23.

36. Gamage, P., et al., *Diagnostic radiograph based 3D bone reconstruction framework: application to the femur*. Computerized Medical Imaging and Graphics, 2011. **35**(6): p. 427-37.
37. Koh, K., et al., *Reconstruction of patient-specific femurs using X-ray and sparse CT images*. Computers in Biology and Medicine, 2011. **41**(7): p. 421-6.
38. Kozic, N., et al., *Optimisation of orthopaedic implant design using statistical shape space analysis based on level sets*. Med Image Anal, 2010. **14**(3): p. 265-75.
39. Bergmann, G., et al., *Hip contact forces and gait patterns from routine activities*. J Biomech, 2001. **34**(7): p. 859-71.
40. Ostbyhaug, P.O., et al., *An in vitro study of the strain distribution in human femora with anatomical and customised femoral stems*. J Bone Joint Surg Br, 2009. **91**(5): p. 676-82.

学会発表

1. 第 39 回日本股関節学会学術集会 2012 年 12 月 新潟
新しい生体活性コーティングを施したステムを用いた THA の短期成績
和田 大志、西野 衆文、菅谷 久、三島 初、相野谷 武士
2. 14th European Federation of National Associations of Orthopaedics and Traumatology (EFFORT)
Congress, June 2013 Istanbul
Cementless total hip arthroplasty with new bioactive coated femoral prosthesis: a study with
minimum 2 years of follow-up in Japanese
Hiroshi Wada, Hajime Mishima, Tomofumi Nishino, Hisashi Sugaya, Masataka Sakane
3. 7th Asian Pacific Conference on Biomechanics (APCB), Aug 2013 Seoul
Femoral morphology using software for three-dimensional analysis prior to arthroplasty
Hiroshi Wada, Hajime Mishima, Hisashi Sugaya, Masashi Yamazaki, Cheolwoong KO, Keyoung Jin
Chun, Koji Hyodo
APCB2013 Award for Excellent Thesis 受賞
4. 8th Combined Meeting of Orthopaedic Research Societies, Oct 2013 Venice
Femoral morphology using software for three-dimensional analysis prior to arthroplasty
Hiroshi Wada, Hajime Mishima, Hisashi Sugaya, Koji Hyodo, Masashi Yamazaki
5. 第 28 回日本整形外科学会基礎学術集会 2013 年 10 月 千葉
三次元再構成モデルを使用した日本人大腿骨形態の変形形式の検討
和田 大志、三島 初、西野 衆文、吉沢 知宏、菅谷 久、
山崎 正志、兵藤 行志
6. 第 40 回日本股関節学会学術集会 2013 年 11 月 広島
前外側アプローチ術前後の筋組織 CT 画像評価
和田 大志、三島 初、吉沢 知宏、菅谷 久、西野 衆文、
相野谷 武士、山崎 正志
7. 第 44 回日本人工関節学会 2014 年 2 月 沖縄
テーパーウェッジ型ステム ANTHOLOGY の髓腔適合性に関する定量的評価— 多施設共同
研究 —
和田 大志、西野 衆文、三島 初、秋山 慶輔、中田 活也、
後藤 久貴、穂積 晃、木寺 健一、尾崎 誠

8. 第 87 回日本整形外科学会学術総会 2014 年 5 月 神戸
股関節前外側アプローチによる手術侵襲の CT 画像評価
和田 大志、三島 初、小林 彩香、俣木 健太朗、吉沢 知宏、菅谷 久、
箱岩 篤生、西野 衆文、相野谷 武士、生芝 幸夫、山崎 正志
9. 28th Annual Congress, International Society for Technology (ISTA), Sep 2014 Kyoto
Thermoelastic stress analysis for surface stress imaging of the femur after total hip arthroplasty
Hiroshi Wada, Hajime Mishima, Hisashi Sugaya, Tomofumi Nishino, Masashi Yamazaki, Koji Hyodo
10. 第 29 回日本整形外科学会基礎学術集会 2014 年 10 月 鹿児島
カラーマッピング法を用いたステム初期固定性の新しい評価方法
和田 大志、三島 初、西野 衆文、菅谷 久、山崎 正志
11. 第 29 回日本整形外科学会基礎学術集会 2014 年 10 月 鹿児島
熱弾性応力画像法を用いた THA ステム設置後の大腿骨表面の応力分布変化の評価
和田 大志、三島 初、西野 衆文、吉沢 知宏、菅谷 久、
山崎 正志、兵藤 行志
12. 第 41 回日本股関節学会学術集会 2014 年 10 月 東京
三次元的ステム初期固定様式と熱弾性力学評価法による力学検証
和田 大志、三島 初、吉沢 知宏、西野 衆文、菅谷 久、
山崎 正志、兵藤 行志
13. 第 41 回日本股関節学会学術集会 2014 年 10 月 東京
Acetabular center axis (ACA)法によるナビゲーション THA の初期成績
和田 大志、三島 初、吉沢 知宏、西野 衆文、菅谷 久、
山崎 正志
14. 第 45 回日本人工関節学会 2015 年 2 月 福岡
ステム設置前捻角は大腿骨近位髓腔形状に影響される
和田 大志、三島 初、吉沢 知宏、西野 衆文、菅谷 久、
山崎 正志
15. Orthopaedic Research Society (ORS) Annual Meeting, March 2015 Las Vegas
Thermoelastic stress analysis for surface stress imaging predicts clinical outcome of the total hip arthroplasty
Hiroshi Wada, Hajime Mishima, Hisashi Sugaya, Tomofumi Nishino, Masashi Yamazaki, Koji Hyodo

16. 16th European Federation of National Associations of Orthopaedics and Traumatology (EFFORT)
Congress, May 2015 Prague
Evaluation of Surgical Stresses on the Nerves and Muscles through the Anterolateral Approach by
Means of CT Images
Hiroshi Wada, Hajime Mishima, Sayaka Kobayashi, Hisashi Sugaya, Tomofumi Nishino, Masashi
Yamazaki
17. 29th Annual Congress, International Society for Technology (ISTA), Sep 2015 Vienna
In vivo bone repair using an unsintered hydroxyapatite/poly-L-lactide composite and titanium alloy in
rabbits
Hiroshi Wada, Hajime Mishima, Hisashi Sugaya, Tomofumi Nishino, Masashi Yamazaki
18. 第 30 回日本整形外科学会基礎学術集会 2015 年 10 月 富山
ハイドロキシアパタイト・ポリ乳酸複合体とチタン合金の生体内骨形成
和田 大志、三島 初、西野 衆文、菅谷 久、山崎 正志
19. 第 30 回日本整形外科学会基礎学術集会 2015 年 10 月 富山
大腿骨近位髓腔形状解析とステム設置の関係
和田 大志、三島 初、吉沢 知宏、西野 衆文、菅谷 久、
山崎 正志

原著論文

1. Hip Joint 38:488-490, 2012
THA における CT 画像の経時的評価
和田 大志 相野谷 武士 三島 初
2. Hip Joint 39:739-744, 2013
新しい生体活性コーティングを施したステムを用いた THA の短期成績
和田 大志 西野 衆文 菅谷 久 相野谷 武士 三島 初
3. Hip Joint 40:509-513, 2014
股関節前外側アプローチによる手術侵襲の CT 画像評価
和田 大志、三島 初、小林 彩香、俣木 健太朗、吉沢 知宏、
菅谷 久、箱岩 篤生、西野 衆文、相野谷 武士、生芝 幸夫、
山崎 正志
4. 別冊整形外科 人工関節置換術—最新の知見 65:51-54, 2014
人工関節設置大腿骨の表面応力イメージング
和田 大志、三島 初、菅谷 久、西野 衆文、山崎 正志、
兵藤 行志
5. Hip Joint 41:651-654, 2015
Acetabular center axis (ACA) 法によるナビゲーション THA の初期成績
和田 大志、三島 初、吉沢 知宏、菅谷 久、西野 衆文、
山崎 正志

謝辞

本論文の作成にあたり、ご指導、ご高閲を賜りました山崎正志教授に心から感謝いたします。また、医学医療系整形外科の三島初講師には実験計画から論文作成に至るまで、多方面で多大なるご指導、ご鞭撻を頂き、まことに深謝いたします。さらに国立研究開発法人産業技術総合研究所人間情報研究部門副研究部門長の兵藤行志先生のご指導、ご助言、ご協力、ご厚意にまことに万謝いたします。また、医学医療系放射線科の南学教授、体育系の宮川俊平教授、医学医療系整形外科の西野衆文講師、菅谷久講師、筑波記念病院放射線科の鯨岡結賀先生のご指導、ご助言、ご協力にあらためて深謝いたします。

さらに、研究にあたり多大なるご助言とご協力を頂いた筑波大学附属病院放射線科技師御一同、医療事務員御一同に厚く御礼申し上げます。

参 考 論 文